Institut für Lasertechnologie in der Medizin und Messtechnik
an der Universität Ulm
(Direktor: Prof. Dr. Raimund Hibst)

# Entwicklung und Evaluierung eines laserbasierten Prozesses zur Fusion von Dickdarmgewebe

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Humanbiologie (Dr. biol. hum.)
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Sebastian Langen
geboren in Siegburg

2012

| | | |
|---|---|---|
| Amtierender Dekan | : | Prof. Dr. Thomas Wirth |
| 1. Berichterstatter | : | Prof. Dr. Raimund Hibst |
| 2. Berichterstatter | : | Prof. Dr. Lutz Dürselen |
| Tag der Promotion | : | 14.06.2013 |

# Inhaltsverzeichnis


**Abkürzungsverzeichnis ..... IV**

**1. Einleitung ..... 1**

**1.1. Stand der Technik für Gewebeverbindungen im Bereich der Blutgefäß- sowie der Darmgewebefusion ..... 3**

1.1.1. Traditionelle (nicht energiebasierende) Techniken ..... 3

1.1.2. Energiebasierende Techniken ..... 4

1.1.3. Bisherige lasergestützte Gewebeverbindungen und Techniken ..... 8

**1.2. Grundlagen zur Gewebeerwärmung ..... 15**

1.2.1. Gewebeerwärmung mittels hochfrequentem Strom ..... 16

1.2.2. Gewebeerwärmung mittels Laser ..... 18

**1.3. Gewebehistologie ..... 24**

1.3.1. Histologie und struktureller Aufbau von Arterien (*arteria*) ..... 24

1.3.2. Histologie und struktureller Aufbau von Dickdarmgewebe (*colon*) ..... 27

**1.4. Allgemeines, Kollagen basiertes Modell zur Erklärung des thermischen Gewebefusionsmechanismus auf biologischer Ebene ..... 30**

**1.5. Struktur und Ziel dieser Arbeit ..... 34**

**2. Untersuchung eines Gewebefusionsprozesses unter Verwendung von hochfrequentem Strom ..... 35**

**2.1. Material und Methoden ..... 36**

2.1.1. Vorstellung des ForceTriad™ Generators zur Erzeugung von Gewebefusionen durch Verwendung von hochfrequentem Strom ..... 36

2.1.2. Aufbau eines Versuchsstandes zur Untersuchung des HF – Gewebefusionsprozesses ..... 40

2.1.3. Aufbau eines Prüfstandes zur Untersuchung der Berstdruckfestigkeit von Blutgefäßen (*arteria carotis* vom Schwein) ..... 45

2.1.4. Versuchsproben (*arteria carotis* und *colon* vom Schwein) und deren Präparation ..... 49

2.1.5. Planung und Durchführung von Versuchsreihen ..... 52

**2.2. Ergebnisse ..... 58**

2.2.1. Qualitative Gewebefusionsbeobachtung des HF – Prozesses ..... 58

2.2.2. Versuchsreihe 1 – Darstellung der elektrischen Prozessgrößen ..... 60

2.2.3. Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Einflusses der Gewebeflächenpressung auf die Berstdruckfestigkeit bei Berücksichtigung der Gewebetemperatur (Thermografie) ..... 69

2.2.4. Versuchsreihe 3 – Bewertung der Berstdruckfestigkeit bei Prozessabbruch nach unterschiedlichen Zeiten ..... 80

2.2.5. Versuchsreihe 4 – Untersuchung des HF – Fusionsprozesses mit Schweinedickdarmgewebe ..... 83

**2.3. Zusammenfassung ..... 88**

**3. Entwicklung eines lasergestützten Gewebefusionsprozesses .... 90**

**3.1. Material und Methoden ..... 95**

3.1.1. Aufbau eines Versuchsstandes zur Untersuchung lasergestützter Gewebefusionen ..... 95

3.1.2. Aufbau eines Prüfstandes zur Untersuchung der Schälfestigkeit von Schweinedickdarmgewebe ..... 112

3.1.3. Versuchsproben (*colon* vom Schwein) und deren Präparation ..... 114

3.1.4. Planung und Durchführung von Versuchsreihen ..... 115

**3.2. Ergebnisse ..... 121**

3.2.1. Grundlegende, qualitative Betrachtung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses mit konstantem Leistungspegel ..... 121

3.2.2. Versuchsreihe 1 – Untersuchung des Einflusses von Energieeintragsdynamik, Flächenpressung sowie Gewebezustand auf die Fusionsgüte unter Verwendung von konstanten Leistungspegeln ..... 124

3.2.3. Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Gewebeeinflusses auf den Impedanzverlauf bei konstanten Prozessbedingungen ..... 130

3.2.4. Versuchsreihe 3 – Definition des ersten Regelprozesses und Untersuchung des Einflusses der Regelart (absolute Impedanzwerte oder Impedanzsteigung) auf den Prozess ..... 133

3.2.5. Untersuchung einer alternativen Gewebecharakterisierungsmethode ..... 149

3.2.6. Optimierung des Regelungsprozesses zur Erzeugung lasergestützter Dickdarmfusionen ..... 153

**3.3. Zusammenfassung ..... 176**

**4. Indizienversuche zur Festigkeitserhöhung der Gewebefusion durch Zugabe von Kollagenersatz sowie Elastinersatz ..... 179**

**5. Theoretische Betrachtung des lasergestützten Fusionsprozesses ..... 184**

**5.1. Theoretische Betrachtung der Energiebilanz ..... 185**

5.1.1. Gewebeaufheizphase ..... 189

5.1.2. Gewebewasserverdampfungsphase ..... 192

5.1.3. Energiebilanz des Gesamtprozesses ..... 196

**5.2. Theoretische Betrachtung der elektrischen Leitfähigkeit des Gewebes ..... 200**

5.2.1. Gewebeaufheizphase ..... 203

5.2.2. Gewebewasserverdampfungsphase ..... 204

5.2.3. Gesamtprozessbetrachtung der Gewebeimpedanz ..... 206

**5.3. Zusammenfassung ..... 207**

**6. Diskussion ..... 211**

**7. Ausblick ..... 219**

**8. Zusammenfassung ..... 222**

**Literatur ..... 225**

**Anhang ..... 233**

**Danksagung ..... 236**

**Lebenslauf ..... 237**

# Abkürzungsverzeichnis

| | |
|---|---|
| BNC | Bayonet Neill Concelman |
| BSA | Bovine serum albumin (Rinderalbuminserum) |
| CAD | Computer aided design |
| DoE | Design of Experiments |
| FSMA | Fiber sub – miniature assembly |
| HF | Hochfrequenz |
| ICG | Indocyaningrün |
| IR | Infrarot |
| ITO | Indium Zinn Oxyd |
| MIC | Minimal invasive Chirurgie |
| MPM | Multiphotonenmikroskopie |
| NIR | Nahinfrarot |
| ROI | Region of interest |
| SHG | Second harmonic generation |
| TEM | Transmissionselektronenmikroskopie |
| TTL | Transistor – Transistor Logik |
| UV | Ultraviolett |
| VIS | sichtbares Spektrum |

# 1. Einleitung

Schon seit Jahrtausenden existiert die Erkenntnis, dass für eine Wundheilung die entsprechenden Gewebeteile zueinander geführt und im Kontakt miteinander gehalten werden müssen. Nur so kann der Organismus die Wunde durch das Wachstum und die Ansiedelung neuer Zellen verschließen. Zunächst zeigt sich in der Geschichte der Wundheilung die Entwicklung von einfachen Nadeln mit denen unter Verwendung von Haaren oder Sehnen die ersten Nähte erzeugt werden konnten. Des Weiteren wurden ebenfalls sehr früh vorhandene Blessuren mittels Feuer verödet, um dadurch Blutungen zu stillen. Zur Blutstillung generell wurden verletzte Blutgefäße mittels verschiedenster Materialien abgebunden und dadurch verschlossen. Eine spezielle Technik ist aus dem südafrikanischen Raum bekannt. Hier werden mittels großer Ameisen die Wundkanten durch deren Beißwerkzeuge aneinandergeklemmt. Die größte Bedeutung hat jedoch eindeutig die Naht mittels Nadel und Faden erlangt. Im Verlauf der Geschichte haben sich sowohl die Nahttechnik, als auch die Materialen zur Erzeugung einer Naht entwickelt und verbessert. Zusätzlich verbesserte sich das Verständnis der biologischen Grundlagen zur Wundheilung, was sich beispielsweise in dem Wissen ausdrückt, dass eine grundlegende Wundsäuberung und -desinfektion für eine erfolgreiche Wundheilung Vorraussetzung ist [33].

Das Verbinden von Gewebe ist auch heute im gesamten Bereich der Chirurgie eine immer noch aktuelle Thematik. Der Anwendungsbereich erstreckt sich beispielsweise von der Dissektion, der Resektion oder der Reparatur von geschädigten Organen über das Schließen der zuvor geöffneten Körperzugängen bis hin zu minimal invasiv chirurgischen Eingriffen (MIC). In allen Fällen müssen funktionierende und sichere Gewebeverbindungen erzeugt werden, damit der Patient mit möglichst geringen Traumata behandelt werden kann.

Konkrete Anwendungen in der heutigen chirurgischen Praxis erfährt die Gewebeverbindung in den einfachsten Fällen beim Schließen von einfachen Wunden (beispielsweise Schnittwunden). Dadurch, dass der Wundverschluss an unterschiedlichen Körperteilen oder

Körpergeweben angewendet werden muss stellen sich verschiedene Anforderungen an die Verbindungstechnik. So müssen beispielsweise nach einer Resektion eines Darmstücks (Bsp. Kolonkarzinom) beide Darmenden wieder miteinander verbunden werden. Dabei muss die Gewebeverbindung so erzeugt werden, dass ein ungehinderter Durchgang des Darmlumens garantiert ist. Des Weiteren ist eine absolute Dichtigkeit der Verbindung sehr wichtig. Zusätzlich darf der Darm in seiner natürlichen Bewegung nicht eingeschränkt werden. Im Vergleich zu einem einfachen Wundverschluss der Haut stellt das Beispiel der Darmanastomose wesentlich höhere Anforderungen an die Gewebeverbindungstechnik. Ähnlich schwierig stellt sich die Gewebeverbindung bei der Hämostase dar. Diese bezeichnet die Blutstillung verletzter Blutgefäße in jeglicher Form. Während eines chirurgischen Eingriffs sind Blutungen zu vermeiden und müssen im Falle ihres Auftretens schnell gestoppt werden. Diesbezüglich ergibt sich neben der Dichtigkeit an die Verbindung die Forderung diese Abdichtung in kürzester Zeit zu erzeugen. Dieser Aspekt führt direkt zu den Gründen, welche immer noch Anlass geben, die vorhandenen Techniken und Gerätschaften zu verbessern und weiter zu entwickeln. Das Streben, eine Gewebeverbindung mit maximaler Festigkeit, Funktionserfüllung sowie minimalem Zeitaufwand und anwenderfreundliche Handhabung zu erzeugen, stellt hohe Anforderungen an die Geräte- und Prozessentwicklung. Zusätzlich muss der Aspekt der Kostenminimierung mit in jede neue Entwicklungsidee einfließen. Möglicherweise ist dies beim aktuellen Stand des Gesundheitswesens der limitierende Faktor für Neuentwicklungen.

In dieser Arbeit wird der Fokus auf die Gewebefusion für die spezielle Anwendung des Gefäßverschlusses (Hämostase) und der Darmanastomose gelegt. Deswegen beziehen sich die folgenden Kapitel der Einleitung auch auf diese Bereiche. Zunächst wird auf den aktuellen Stand der Technik für diese beiden Anwendungsfälle eingegangen. Dabei wird zwischen den immer noch aktuellen konventionellen Methoden und den energiebasierenden Techniken unterschieden. Danach wird die chronologische Entwicklung der lasergestützten Gewebefusion im allgemeinen beschrieben, welche als Grundlage zu dem in dieser Arbeit entwickelten laserbasierenden Gewebefusionsprozess dient. Des Weiteren werden die physikalischen Grundlagen bzw. Hintergründe zu den energiebasierenden Fusionstechniken erläutert. Diese beschränkt sich auf die Erklärung der Wärmeentwicklung im Gewebe durch hochfrequenten Strom sowie durch Licht und den Einfluss der Temperatur auf das biologische Gewebe. In einem weiteren Kapitel wird das

Arteriengewebe (elastischer Typ) und das Dickdarmgewebe bezüglich ihres strukturellen Aufbaus und ihrer Histologie beschrieben. Beide Gewebearten nehmen einen zentralen Platz in den Untersuchungen dieser Arbeit ein. Darauf folgend wird auf das bisherige Wissen über den biologischen Fusionsmechanismus eingegangen. Explizit wird die Frage beleuchtet, welches die auf biologischer Ebene ablaufende Prozess sind, die zu einer festen Gewebefusion führen. Im Einleitungsabschluss wird die Struktur und die Zielsetzung dieser Arbeit erklärt.

## 1.1. Stand der Technik für Gewebeverbindungen im Bereich der Blutgefäß- sowie der Darmgewebefusion

### 1.1.1. Traditionelle (nicht energiebasierende) Techniken

Die meistverbreitete konventionelle Gewebeverbindungstechnik ist das Nähen. Dabei werden die zwei zu verbindenden Gewebeteile mittels einer Nadel und eines Fadens zueinander in Kontakt gebracht und durch ein Vernähen fest fixiert. Dadurch ist die Möglichkeit einer schnellen Wundheilung gegeben. Die wichtigen Entscheidungen für den Anwender beim Vernähen einer Wunde betreffen die Auswahl der Materialien sowie der Naht- und der Knotentechniken. Für beide Punkte sind eine Vielzahl an Möglichkeiten vorhanden, doch Material und Technik muss im Zusammenspiel auf die Anforderung abgestimmt sein. Diese Anforderungen werden bestimmt durch das vorhandene Gewebe und dessen Eigenschaften sowie der Art der Wunde bzw. Verletzung und welche Funktion der Gewebeverbund einnehmen soll. So kann am Beispiel der Darmanastomose bezüglich der Anzahl der Nahtreihen (einreihig oder zweireihig), der Anzahl der Gewebeschichten für die Naht, der Nahttechnik (kontinuierliche Naht oder unterbrochene Naht), der Gewebeadaptionstechnik und des Nahtmaterials variiert werden [40]. Jedes Material und jede Technik muss für die richtige Anwendung bestimmt und ausgewählt werden. Ein Nachteil der konventionellen Nahtverbindungen ist die Einbringung von Fremdkörpern (in Form von Fäden) in den Körper. Dies kann zu Infektionen und Entzündungen führen. Des Weiteren sind Nahtverbindungen nicht kontinuierliche Verschlüsse, da lediglich die Gewebepartner durch die Fäden aneinanderfixiert sind. Das beinhaltet stets das Risiko einer Insuffizienz. Ein weiterer Nachteil der konventionellen Nahttechnik ist der hohe Zeitaufwand

zur Erzeugung einer Naht (besonders bei MIC Eingriffen) [40] [42]. Eine Weiterentwicklung der konventionellen Nahttechnik stellen die Klammernahtgeräte (Stapler) dar. Diese Geräte setzen beim einmaligen Auslösen durch den Benutzer mehrreihige Titanklammern in die zuverbindenden Gewebeteile und erzeugen damit einen Verbund. Auf dem Markt sind lineare und zirkuläre Geräte erhältlich. So kann mit einem zirkulären Klammernahtgerät in kurzer Zeit eine End – zu – End Anastomose (zirkuläres, axiales Fügen zweier Hohlorgane miteinander) erzeugt werden. Klammernahtgeräte sind in der Chirurgie etabliert, weisen aber prinzipiell die gleichen Eigenschaften wie eine konventionelle, handgesetzte Naht auf: einen nichtkontinuierlichen Nahtverschluss (Insuffizienzgefahr) sowie die Einbringung eines Fremdkörpers in den biologischen Organismus (Infektions- und Entzündungsgefahr). Trotzdem zeigt die klammernahterzeugte Anastomose eine bessere Durchblutung, eine geringere Traumatisierung des Gewebes, eine uniforme Naht und eine klare Zeitersparnis in der Handhabung gegenüber der Nahttechnik [40]. Zusätzlich kann ebenso festgestellt werden, dass die Festigkeit der Anastomose durch die Klammernaht unmittelbar zum Zeitpunkt der Erzeugung (ohne Wundheilungseffekt) höher ist [42]. Die Nachteile der Klammernahtgeräte sind die höheren Kosten und die „Einmalbenutzung“ des Geräts (nach der Benutzung muss das Gerät für die nächste Naht mit Klammern nachgeladen werden). Im klinischen direkten Vergleich konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Sterberate, Insuffizienz oder Wundinfektion beobachtet werden [34].

### 1.1.2. Energiebasierende Techniken

Um die beschriebenen Nachteile (hoher Zeitaufwand, Insuffizienzrisiko, Entzündungsrisiko durch Fremdkörper) der konventionellen Fusionstechniken zu unterbinden, führte die Entwicklung der Gewebeverbindung zu energiebasierenden Fusionstechniken, welche heute für spezielle Anwendungen im chirurgischen Alltag etabliert sind. Bei diesen Fusionstechniken wird ein Energieeintrag in das Gewebe erzeugt, was zu einer Erwärmung führt und die Gewebe aneinander haften lässt. Der Fusionsmechanismus auf biologischer, mikroskopischer Ebene ist jedoch bis dato noch nicht im Detail verstanden, aber es existieren Untersuchungen, die Vermutungen zulassen bzw. Tendenzen erkennen lassen (siehe Kapitel 1.4). Um die thermische Energie zu erzeugen, sind unterschiedliche Quellen (Ultraschall, Laser, IR – Koagulator, hochfrequenter Strom, elektrischer Kauter, ...) vorhanden ([31] S.520). Jede dieser Energieformen unterliegt einem unterschiedlichen

physikalischen Prinzip des thermischen Energieeintrags in das Gewebe und zeigt unterschiedliche Eigenschaften mit entsprechenden Vor- und Nachteilen. Diese Arbeit beschränkt sich auf die Energieform hochfrequenter Wechselstrom (HF – Strom) und Laser (kohärentes Licht), wobei die Verwendung des HF – Stroms im Vergleich zu allen anderen Energieformen den Stand der Technik beschreibt sowie den häufigsten Einsatz in der Chirurgie findet. Bezüglich der Energiequelle Laser sind keine medizintechnischen Geräte für die Gewebefusion etabliert. Da jedoch die Gewebefusion mittels Laser den zentralen Punkt dieser Arbeit darstellt, wird die chronologische Entwicklung dieser Energiequelle für die Gewebefusion im Kapitel 1.1.3 erläutert.

In der gesamten HF – Chirurgie stellt die Versiegelung von Blutgefäßen zur Hämostase den wichtigsten Einsatzbereich der bipolaren Gewebefusion dar. Das bipolare Prinzip beschreibt die Anordnung beider Elektroden in einem Instrument, wie z. B. die zueinander isolierten Branchen einer Pinzette oder Zange, zwischen denen der hochfrequente Wechselstrom durch das Gewebe fließt. Die bipolare Technik beinhaltet folgende Vorteile gegenüber der monopolaren Technik (kleinflächige Aktiv- und großflächige Neutralelektrode): keine unkontrollierten Ströme durch den Körper, keine Verbrennungen während der Anwendung durch die Berührung leitfähiger Gegenstände, Stromfluss nur durch das zu behandelnde Gewebe und die Reduzierung des HF – Strom Einflusses auf andere Operationsgerätschaften ([31] S. 522-523). Die Instrumente zur bipolaren HF – Gefäßversiegelung sind zangenähnlich aufgebaut, wobei jeweils für den Anwendungszweck und die Anwendungsumstände die Geometrie und Größe variieren. So sind für kleinste mikrochirurgische und minimal invasive (laparoskopische) Eingriffe die Zangen entsprechend klein gewählt, was sich aber auf die maximal fusionierbaren Gefäßdurchmesser auswirkt. Für offene chirurgische Eingriffe können die Zangen wesentlich größer sein, um entsprechend dazu auch großkalibrige Arterien und Venen zu behandeln. Bei allen Gefäßversiegelungszangen ist jedoch die prinzipielle Vorgehensweise gleich. Zunächst wird das zu versiegelnde Blutgefäß zwischen die zwei Zangenbranchen positioniert, anschließend wird diese über einen manuellen Mechanismus verschlossen. Die Branchen fixieren das Gefäß in der Zange und erzeugen eine bestimmte Kraft bzw. Flächenpressung mit der das Gewebe zusammengedrückt wird. Dann wird der Versiegelungsprozess gestartet. Der Prozess ist regelungstechnisch unterstützt und nutzt dabei die elektrische Impedanz (elektrischer Gewebewiderstand) als Regelungsgröße. Die Regelung erhält somit ein Gewebefeedback und führt den Prozess eigenständig (das

Prozessende wird ebenfalls vom Gerät bestimmt) ([31] S.534). Anschließend kann die Zange geöffnet und das versiegelte Blutgefäß entnommen werden. Die neusten Geräte zur Gefäßversiegelung erzeugen diese mit reproduzierbarer Güte (nahezu keine Insuffizienz) innerhalb einer Zeitdauer von bis zu 4s [77], was eine massive Zeitersparnis gegenüber konventionellen Techniken darstellt. Neben dem Gewebe der Blutgefäße können mittlerweile mit dieser Technologie auch allgemeine kleinere Gewebebündel, Lungengewebe und Lymphgewebe fusioniert werden [77]. In einer Marktanalyse von Edwards et al. [15] werden aktuell fünf Hersteller beschrieben, die sich den Markt teilen. Alle Hersteller bieten zu einem Generator eine Fülle von unterschiedlichen Instrumenten an, welche die momentane Bandbreite der Fusionsmöglichkeiten realisiert.

Die momentane Weiterentwicklung im bipolaren HF – Gewebefusionsbereich bezieht sich auf den Transfer der Technologie auf andere Gewebearten insbesondere auf den Anwendungsbereich der Darmanastomose. Allerdings zeigt eine erste Untersuchung von Salameh et al. [51], dass die Verwendung eines für die Gefäßversiegelung entwickelte Instrument (LigaSure™ Generator mit LigaSure Atlas™ sowie LigaSure™ XTD Instrumenten, Covidien – Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA) nicht direkt für den Verschluss von Dünndarmgewebe (Spezies Schwein) einsetzbar ist. Im Vergleich zu Staplerinstrumenten, mit einem Berstdruckmittelwert 131±19mmHg, zeigten die Dünndarmversiegelungen dieser Untersuchung mit dem LigaSure™ Gerät lediglich einen maximalen intraluminalen Berstdruck von 11mmHg bis 27mmHg, was für eine Darmanastomose eine zu geringe Festigkeit bedeutet. Eine weitere Untersuchung von Smulders et al. [57] zeigt eine erste erfolgreiche HF erzeugte Darmanastomose (Seit – zu – Seit, Spezies Schwein) im Lebendtierversuch mit anschließender Wundheilungsbeurteilung. In dieser Untersuchung werden einen LigaSure™ Generatorprototyp (Neuentwicklung, Impedanzfeedback basierend) sowie einen LigaSure™ Applikatorprototyp verwendet, welcher explizit für Seit – zu – Seit Anastomosen des Darms entwickelt wurde. Die Studie beschreibt den erfolgreichen Gewebeverbund durch einen entsprechend konzipierten Regelungsprozess des Generators. Des Weiteren sind die Elektrodengeometrie des Applikators und deren Druckkraft auf die Anwendung an Darmgewebe angepasst. Alle Anastomosen wurden histologisch bezüglich der Neubildung von Epithelzellen in der Mucosa, der Bildung von neuen Kollagenfasern in der Submucosa sowie der Neovaskulation positiv bewertet. Dieses Ergebnis zeigt das vorhandene Potential HF erzeugter Darmgewebeverbindungen. Eine weitere Arbeitsgruppe

um Winter et al. [74] beschreibt die Untersuchung einer zirkulären Dickdarmanastomose (End – zu – End, der Spezies Schwein) mittels eines temperatur-feedbackgesteuerten HF – Gewebefusionsprozesses. Dabei ist ein zirkulärer Laboranastomosenapplikator mit integrierten Thermoelementen entwickelt worden, bei dem die über Thermoelemente erfasste Temperatur als Feedbackgröße für den Prozess genutzt wird und der Generator somit auf die voreingestellte SOLL – Temperatur (in dieser Studie ist $T_{SOLL}$=115±10°C) regelt. Zusätzlich variieren Winter et al. die Flächenpressung des Gewebes, um diesbezüglich eine optimale Einstellung zu finden. Die höchste Festigkeit mit einem Berstdruck von 41±7,4mmHg zeigten die Anastomosen bei einer Flächenpressung von 1,125N/mm². Der Vergleichsmittelwert des Staplergeräts liegt in dieser Arbeit mit 60,7±12,7mmHg nur geringfügig höher. In einer weiterführenden Studie dieser Arbeitsgruppe [23] wird die Festigkeit von Anastomosen (Seit – zu – Seit) an Darmgewebe der Ratte untersucht. Die Ergebnisse zeigen einen höheren maximalen Berstdruckfestigkeitsmittelwert von 69,5mmHg bei niedrigerer Flächenpressung von 0,14N/mm². Zum Vergleich dieser Ergebnisse zeigt eine herkömmliche genähte Darmanastomose an Rattendarm eine geringere Berstdruckfestigkeit von 21,5mmHg.

Die Bipolartechnik ist in der heutigen Gefäßversiegelung (Ligatur) eine optimale Technik, um eine schnelle Blutstillung (Hämostase) zu erzeugen. Die Technik in diesem Bereich ist sehr ausgereift und funktioniert reproduzierbar gut. Weitere Entwicklungsmöglichkeiten liegen überwiegend in der Verbesserung der Handhabung und in der Entwicklung neuer Applikatoren für verschiedenste Problemstellungen der Hämostase. Im Gegensatz dazu ist eine Anwendung dieser energiebasierenden Gewebeverbindung auf andere Gewebe (z.B. Darmgewebe) eine wirkliche Weiterentwicklung. Die bisherigen hier zitierten Studien zur Konzipierung eines HF basierten Darmanastomosenprozesses zeigen, dass mit den Instrumentarien der Gefäßversiegelung keine adäquate Gewebeverbindung hergestellt werden kann. Der Prozess als Gesamtsystem muss an die unterschiedlichen Gewebeeigenschaften angepasst werden, was sich vor allem in einem entsprechenden Design der Elektroden im Applikator zeigt. Diese müssen sowohl für eine lineare (Seit – zu – Seit) als auch für eine zirkuläre (End – zu – End) Anastomose wesentlich großflächiger sein als bei Arterienversiegelungen. Des Weiteren ist die Flächenpressung ein Parameter, welcher die Güte der Darmgewebeverbindung stark beeinflusst. Natürlich sind auch generatorseitig Anpassungen an das Gewebe vorzunehmen. Trotzdem kann unter Laborbedingen schon jetzt

gezeigt werden, dass HF gestützte Darmanastomosen hergestellt werden können, welche ähnliche Festigkeitswerte aufweisen wie Klammernahtgeräte oder handgenähte Verbindungen. Nichtsdestotrotz müssen diese ersten Schritte der Prozesstransformation weitergeführt und verbessert werden, um letztlich ein sicheres und akzeptiertes medizintechnisches Gerät auf dem Markt zu etablieren.

### 1.1.3. Bisherige lasergestützte Gewebeverbindungen und Techniken

Laut einem Review aus dem Jahr 1995 von Bass et al. [2] zeigen sich die Anfänge der lasergestützten Gewebefusion im Jahrzehentenwechsel der 1970er zu den 1980er Jahren. Die ersten Arbeiten beschreiben meist die Verwendung von handgehaltenen Lasersystemen bei *in vivo* Eingriffen (Tierversuch). Es werden Studien zur ersten mit dem Nd:YAG – Laser erzeugten mikrovaskularen Anastomose an Ratten sowie weiterführende klinische Studien in diesem Bereich beschrieben. Insgesamt zeigt sich in einer ersten Studie von Jain et al. [25], dass die Durchgängigkeit der lasergestützte Anastomose (End – zu – End) kleiner Rattenarterien im Bereich von denen konventionell genähter Verbindungen liegt. Schon damals wurde der Faktor Zeit als Vorteil der energiebasierenden Methode registriert. Auf diese Anfänge der lasergestützten Gewebefusion folgten vorwiegend Untersuchungen von Gefäßanastomosen mit Anwendung des $CO_2$ – Lasers ($\lambda$=10µm), des Argon Lasers ($\lambda$=458nm – 515nm) und des Nd:YAG – Lasers ($\lambda$=1064nm). Vor allem die Arbeitsgruppe um R. A. White hat zu dieser Zeit im Bereich der lasergestützten Gefäßanastomosen bzw. Gewebeverbindungen geforscht und veröffentlichte eine Vergleichsstudie dieser drei Lasertypen, in der das Heilungsverhalten einer Laser erzeugten Arteriotomie großer Arterien (6mm – 8mm, Spezies Hund) beurteilt wurde. Diesbezüglich wiesen lediglich die mit dem Argon Laser erzeugten Gewebeverbindungen (Lichtabsorption durch Hämoglobin im Blut) eine bleibende Verbindung der beiden Gewebeteile [70] auf. Das langwellige Licht des $CO_2$ – Lasers wird vom Wasseranteil des Gewebes sehr stark absorbiert. Die Eindringtiefe des Lichts in das Gewebe ist entsprechend gering. Deswegen ist eine Anwendung dieses Lasers lediglich bei sehr dünnwandigen, kleinen Blutgefäßen denkbar. Dies legen die erfolgreiche Anastomosenbildung mikrovaskularer Gefäße (Durchmesser bis 1mm) durch einen $CO_2$ – Laser (Leistung im mW Bereich) von Quigley et al. [46] sowie der aortocoronare Bypasserzeugung von Okada et al. [44] dar. White et al. verfolgten die Erzeugung des Gewebeverbunds bei großkalibrigen Arterien mit dem Argon Laser, konnten jedoch nicht die

Gewebeverbundfestigkeit (Messung der Zugfestigkeit) einer konventionellen Nahtverbindung erreichen [71][72]. Im Vergleich der Berstdruckfestigkeit von Arterien und Venen (für Arteriotomie und Venotomie) zeigen jedoch Vlasak et al. (Arbeitsgruppe um White) [68], dass mit richtiger Laserleistungswahl Festigkeiten erreicht werden können, welche den physiologischen Druckverhältnissen im Körper standhalten. Die Verwendung des Argon – Lasers zur Erzeugung von Anastomosen ist in weiteren Studien beschrieben. Diese beleuchten hauptsächlich die Vorteile der lasergestützten Gewebefusion gegenüber der konventionellen Nahttechnik sowohl hinsichtlich des Heilungsverhaltens als auch der Zeitdauer zur Erzeugung der Fusion. Allerdings werden auch die Probleme aufgezeigt, in erster Linie die Thrombenbildung (thermisches Verfahren in Verbindung mit Blut) sowie die Dichtigkeit der Gewebefusion. Zusätzlich wird für diese Art der manuell erzeugten Verbindungen ein hohes Maß an Fertigkeiten vom Anwender verlangt. Dessen Geschick hat großen Einfluss auf die Güte der Verbindungsstelle [32][35]. Für die Erzeugung von Anastomosen großer Blutgefäße verwenden Back et al. [1] den Nd:YAG – Laser (mit λ=1320nm). Dabei konnten im Tierversuch (Hund) erfolgreich Seit – zu – Seit Anastomosen von Arterien mit Venen hergestellt werden, wobei die Versiegelung erst durch eine Nachbehandlung mit dem Laser und/oder durch Nähen dem beaufschlagten intraluminalen Druck standhielt und keinerlei Lecks aufzeigte. Insgesamt benötigten die Anastomosenherstellungen jeweils 20 bis 30 Minuten. Als Vorteil gegenüber dem Argon – Laser zeigt der Nd:YAG – Laser die wesentlich geringere Absorption im Blut, was sich hauptsächlich in einer einfacheren Handhabung in Verbindung mit einer blutigen Wunde äußert (reduzierte Wärmeentwicklung). Im Gegensatz dazu wird die erhöhte thermische Wirkung beim Nd:YAG – Laser durch die deutlich höhere Absorption im Gewebewasser sichtbar. Dieser Zusammenhang stellt sich laut Back et al. in einer homogeneren Wärmeentwicklung und –ausbreitung dar.

Neben den Untersuchungen zur Fusion von Arterien und/oder Venen sind ebenfalls Studien zu finden, in denen Darmgewebe für die Fusion verwendet wird. Mercer et al. [38] publizierten lasergestützte (Nd:YAG) Dünndarmfusionen (Enterotomie) bei Ratten mit mittleren maximalen Berstdruckfestigkeiten (direkt nach der Gewebefusion) von ca. 60mmHg bei einem Energieeintrag von 300J – 400J. Im Vergleich wiesen konventionell genähte Gewebeverschlüsse ähnliche Berstdruckfestigkeiten (ca. 65mmHg) auf. Auch nach einer Heilungszeit von sieben Tagen zeigte sich der lasergestützte Gewebeverbund bezüglich

der Festigkeit nicht unterschiedlich zu den konventionellen Nahtverbindungen (ca. 200mmHg). Eine erste Darmanastomose (Spezies Hase) ohne zusätzliche konventionelle Verbindungstechniken beschreiben Sauer et al. [52]. Dabei wurden die Darmenden für eine End – zu – End Anastomose mittels eines intraluminalen Stents zueinander positioniert, zirkulär mit einem Nd:YAG – Laser (1064nm) bestrahlt und dadurch miteinander verbunden. Es konnte direkt nach der Anastomosenherstellung eine komplette Dichtigkeit der Gewebeverbindung festgestellt werden, welche sich über die weitere Beobachtungszeit nicht änderte. Die Anastomose zeichnete sich durch ein gutes Heilungsverhalten und eine 100%ige Durchgängigkeit aus. Eine kurz darauf folgende Untersuchung um Costello et al. [11] verfolgte die gleiche Anastomosenherstellungsweise (End – zu – End am Dickdarm vom Hase) wie bei Sauer et al. Auch hier wird das gleiche Stentfabrikat zur exakten Ausrichtung beider Darmenden zueinander verwendet. Eine Fusionsbewertung wurde durch das Testen der Berstdruckfestigkeit angestellt. Diese zeigte eindeutig höhere Werte als die konventionelle Nahtverbindung, sowohl kurz nach der Anastomosenherstellung als auch bis zu 14 Tagen danach. Ebenfalls ist in dieser Studie die Tendenz erkennbar, dass der Heilungsprozess die Güte der lasererzeugte Gewebeverbindung verbessert. Prinzipiell zeigten die Untersuchungen des lasergestützten Gewebeverbunds an Darmgewebe die gleichen Vorteile aber auch Probleme wie bei Blutgefäßen. Es konnte eine durchgehende Gewebeverbindung (für beide Gewebearten) erzeugt werden, welche eine Dichtigkeit in den meisten Fällen garantierte. Das Heilungsverhalten bei sachgerechter Anwendung ist dem der konventionellen Techniken überlegen, denn es werden keine körperfremden Stoffe eingebracht, was sich zusätzlich positiv auf das Entzündungspotential auswirkt. Problempunkte stellen hauptsächlich die genaue Positionierung beider Gewebeenden zueinander dar sowie die Erzeugung einer homogenen Wärmeentwicklung innerhalb des Gewebes.

Bei den bis dato lasergestützten Gewebefusionen handelte es sich ausschließlich um thermische Verfahren, bei denen durch die Wärmeentwicklung das Gewebe miteinander verbunden wurde. Deswegen ist die Information über das sich einstellende Temperaturniveau sowie -profil von Interesse. Eine frühe thermografische Untersuchung von Mnitentag et al. [39] beschreibt die Beobachtung der sich einstellenden Temperaturen bei der Bestrahlung von Aortengewebe (Hund) für unterschiedliche Lasersysteme ($CO_2$, Nd:YAG, Argon) ohne eine Fusion zu erzeugen. Die Ergebnisse zeigten, dass der $CO_2$ – Laser im

Vergleich zu den beiden anderen Lasern das Gewebe schnell auf über 100°C erhitzte (hohe Absorption in Wasser; geringe Eindringtiefe). Der Nd:YAG – Laser erzeugte, durch die größere Eindringtiefe, die Wärme innerhalb des Gewebes, was sich in der Thermografie (Temperaturmessung der Oberfläche) mit lediglich 60°C äußerte. Dieses Temperaturniveau wurde auch mit dem Argon – Laser erreicht. Eindeutigere Temperaturaussagen bezüglich mit dem Argon – Laser erzeugten Anastomosen (in vivo an Ratten) werden in einer späteren Studie von Martinot et al. [36] gemacht. Darin wird eine mittlere Temperatur von ca. 77°C für die Gewebeoberfläche angegeben. In beiden Veröffentlichungen werden die erzeugten Gewebetemperaturniveaus den jeweiligen entstehenden Gewebeschädigungen zugeordnet und so als wichtigster Prozessparameter dargestellt. Grundsätzlich wird eine Temperatur propagiert, die gerade so hoch sein soll, um die benötigten Strukturänderungen für eine Gewebeverbindung zu erzeugen und kollaterale thermische Schädigungen zu minimieren. Diesbezüglich fokussierten sich viele weitere Untersuchungen auf den Sektor der lasergestützten Gewebeverbindung auf die Implementierung einer temperaturkontrollierten Laserleistungssteuerung. So auch Poppas et al. [45], welche einen temperaturgesteuerten Nd:YAG – Laser (1320nm) verwendeten, um das Koagulationsvermögen dieses Systems an Schweinehaut zu testen. Dabei diente ein Pyrometer, welches im Handstück integriert war, als Temperatursensor. Über einen Rechner wurden die Daten verarbeitet und die Laserleistung angepasst, sodass ein voreingestelltes Temperaturniveau (65°C, 75°C, 85°C oder 95°C) mit geringer Abweichung eingehalten werden konnte. Bezüglich der Zugfestigkeit der Gewebeverbindung (Verbindung zweier Hautstücke) zeigt sich direkt nach der Fusionserzeugung ein Festigkeitsanstieg mit steigender Fusionstemperatur. Dies relativierte sich jedoch nach 3 bzw. 8 Tagen im Verlauf der Wundheilung. Nach dieser Zeit wiesen die mit hoher Temperatur erzeugten Verbindung deutlich geringere Festigkeiten auf. Die gleiche Arbeitsgruppe zeigte anschließend die erfolgreiche Anwendung des temperaturgesteuerten Lasersystems bei einer Arteriotomie. Im Gegensatz zu der Untersuchung zuvor wurde jedoch hier ein 1,9µm Diodenlaser verwendet, der über das Feedback des Pyrometers leistungsgesteuert wurde. Mit einer optimalen Prozesstemperatur von 80°C wurde ein mittlerer Berstdruck von 290mmHg bei 100% Dichtigkeit nach dem Prozess (n=5) erreicht [62]. Auch bei der Fusion von Darmgewebe (Hund) zeigen Cilesiz et al. [9] die Möglichkeit einer temperaturgeregelten Laserleistungssteuerung (an der Fusion einer Enterotomie). Darin wurde die Leistung eines Argon – Lasers über das Feedback eines Infrarotsensors

geregelt, sodass sich eine vordefinierte SOLL – Gewebetemperatur einstellte. Es wurden SOLL – Temperaturen von 80°C bis 100°C in 5°C Schritten untersucht und festgestellt, dass die höchste gemittelte Berstdruckfestigkeit von ca. 127mmHg in einem Gewebetemperaturregime von 90°C – 95°C erzielt wird. Geringer zeigte sich die Berstdruckfestigkeit mit ca. 90mmHg bei 80°C Gewebetemperatur. Im Vergleich zu anderen Untersuchungen an Darmgewebeverbindungen ist diese erzielte maximale Berstdruckfestigkeit ein sehr hoher Wert. Des Weiteren propagiert Cilesiz, dass ein eventueller Temperaturabfall unter 90°C die Fusion schwächen kann und deswegen ein temperaturgesteuertes System von Vorteil ist.

Bis dato zeigen alle Untersuchungen, dass eine lasergestützte Gewebeverbindung möglich ist, jedoch ist das Prozessparameterfenster für feste Verbindungen klein und zusätzlich unterschiedlich für verschiedene Gewebe. Eine rein visuelle, subjektive Bewertung des Prozesses durch den Anwender birgt reichlich Raum für Fehler. Selbst ein temperaturfeedbackgesteuertes System gibt keine ausreichende Garantie für 100%ige Reproduzierbarkeit. Vor allem das richtige Finden des jeweiligen Prozessendes gestaltet sich schwierig, denn der Prozess der Denaturierung durch die Wärme im Gewebe ist irreversibel und kann bei zu langer Prozessdauer nicht wieder rückgängig gemacht werden [2]. Aus diesen Gründen beschleunigte sich die Entwicklung des sog. „Tissue Soldering“ Mitte der 90er Jahre, um mit Zusätzen in der Verbindungsstelle das Prozessfenster zu vergrößern und dadurch die Sicherheit einer festen Verbindung zu erhöhen. Bei der „Tissue Soldering“ Technik kommt ein proteinhaltiges Zusatzmaterial zwischen die zu verbindenden Gewebeteile. Durch Laserbestrahlung, welche hauptsächlich von dem Zusatzmaterial absorbiert werden soll, verbindet sich dieses mit den Gewebeoberflächen und erzeugt somit deren Verbindung [2]. So verwenden McNally et al. [37] als Zusatzmaterial eine Mischung aus Rinderserumalbumin (engl.: bovine serum albumin – BSA), als Vernetzer, mit Indocyaningrün (ICG), als Absorber, wobei das Mischungsverhältnis in dieser Untersuchung variiert wurde. Zusätzlich wurden zum Auffinden der optimalen Prozessparameter die Bestrahlungsintensitäten, sowie die Bestrahlungsdauer in bestimmten Grenzen variiert. Als Gewebe wurde Rinderaorta verwendet, die mittels des Zusatzmaterials durch die Bestrahlung eines Diodenlasers (808nm) verbunden wurde. Durch die Bewertung der Zugfestigkeit der zwei verbundenen Gewebestücke war es möglich, die optimale Parameterkombination zu ermitteln. Die beste Parameterkombination erzeugte

Zugfestigkeiten von ca. 600N/cm$^2$. Histologische Untersuchungen zeigten eine stabile Anhaftung des Zusatzmaterials, selbst nach einer Woche Lagerung in Nährlösung und der dadurch erzeugten Rehydrierung des Gewebes. Diese Ergebnisse bezüglich der Parameterkombination (Konzentration von BSA und ICG, die Bestrahlungsintensität und Bestrahlungsdauer) konnten von Bregy et al. [5] bestätigt werden. Zusätzlich gibt diese Studie Auskunft über die entstehenden Gewebetemperaturen (Aortagewebe des Hasen) durch die Integration einer Thermokamera in den Versuchsaufbau. Dabei zeigten die zeitaufgelösten Temperaturverläufe für den Prozess mit den optimalen Parametereinstellungen einen anfänglich starken Temperaturanstieg bis auf ca. 100°C, worauf eine flache aber stetige weitere Temperaturerhöhung bis auf ca. 117°C folgte. Dieses Temperaturregime äußerte sich histologisch lediglich in der Beschädigung der Adventitia und des äußeren Bereichs der Media, ohne Anzeichen von Dehydrierung zu zeigen. Bregy et al. entwickelten letztlich eine reproduzierbare, gewebeschonende (geringste Schädigungen) Gewebeverbindung mit Zugabe eines proteinhaltigen Klebstoffes unter Laborbedingungen. Einen Transfer der „Tissue Soldering“ Technik in eine *in vivo* Studie zeigen Wright et al. durch die Verwendung von einem Albumin – basierten Stent, der zur Anastomosenherstellung an einer Arterie (Spezies Schaaf) eingesetzt wurde. Durch diesen Albuminring gestaltete sich die Erzeugung einer Anastomose einfach, da lediglich dieser zunächst über eine Arterienseite geschoben und anschließend die andere Arterienseite über den Albuminring gestülpt wurde. Der Laser (810nm) bestrahlte anschließend den Teil der Mantelfläche, der mit dem Albuminstent hinterlegt ist. Die Studie zeigt eine 100%ige Tierüberlebensrate sowie eine Durchgängigkeit der Anastomosen im Zeitraum direkt nach ihrer Erzeugung bis zu 6 Wochen danach. Histologisch verhält sich der Albuminring nicht wie ein Fremdkörper (z.B. wie Fäden), da keinerlei Auftauchen typischer Riesenzellen beobachtet wurde. Lediglich Entzündungsherde sind vorhanden, die auf den Heilungsprozess zurückzuführen sind. In Punkto „Tissue Soldering“ am Darmgewebe zeigt die Arbeitsgruppe um Katzir et al. [59] eine temperaturgesteuerte Laserbestrahlung des Albumins. In dieser *in vitro* Studie wurden End – zu – End Anastomosen am Dünndarm vom Schwein erzeugt. Dafür wurden zunächst beide Darmenden zueinander positioniert und ein Albuminröhrchen (Stent) im Lumen an die Nahtstelle gebracht. Dieser wurde anschließend mit dem temperaturgesteuerten Laser (828nm) von außen bestrahlt (schnellstmögliches Erreichen der SOLL – Temperatur von 75°C). Im zweiten Schritt wurde auf die zirkuläre Naht von außen flüssiges Albumin

aufgebracht, welches ebenfalls in gleicher Weise bestrahlt wurde und so eine zusätzliche Festigkeit der Gewebeverbindung ergab. Insgesamt wurde eine gemittelte Berstdruckfestigkeit von 170mmHg direkt nach der Prozedur erzielt, welche im Vergleich einer konventionellen Nahttechnik (Mittelwert 83mmHg) wesentlich höher liegt. Die Festigkeit einer Darmverbindung durch diese beschriebene Technik konnte Kazir [47] in einer weiteren Untersuchung erhöhen. Darin wurden zwei unterschiedliche Erwärmungsprofile (linear, definierte Erwärmung oder schnellstmögliche Erwärmung auf eine SOLL – Temperatur) mit variierenden SOLL – Temperaturen (60°C bis 150°C) getestet. So ist bei beiden Temperaturprofilarten eine Erhöhung der Festigkeit mit erhöhter SOLL – Temperatur erkennbar. Doch zeigt zusätzlich die langsamere, lineare Erwärmung höhere Festigkeiten als eine schnellstmögliche Gewebeerwärmung. Kazir entwickelte und verbesserte den „Tissue Soldering“ Prozess, benötigt jedoch weitere Untersuchungen um einen sicheren Prozess mit einem guten Handling zu erzeugen.

In allen bisherigen lasergestützten Gewebeverbindungstechniken wird die Machbarkeit der Fusion demonstriert, jedoch steht heute noch kein System und Verfahren zur Verfügung, dass eine 100%ige Sicherheit der Fusion gepaart mit einer einfachen Handhabung garantiert. Bei sämtlichen Techniken, aber vor allem bei den „Tissue Soldering“ Techniken, die Zusatzmaterialen bzw. Hilfsmaterialien einsetzten müssen, ergibt sich ein Mehraufwand sowie ein zusätzlicher Unsicherheitsfaktor für den Prozess selbst, als auch für das Heilungsverhalten. Deswegen ist man bestrebt, für die Fusion möglich nur körpereigenes Gewebe in einem einfachen und sicheren Prozess zu verwenden. Dies ist bei der Entwicklung der bipolaren HF Gefäßversiegelung gelungen. Dieser Prozess ist sicher, einfach und kommt ohne Zusatzmittel aus und ist deswegen im Bereich der Chirurgie heute schon etabliert. Möglicherweise ist dies der Grund für den schlagartigen Rückgang der Forschungsaktivitäten in Bezug auf die lasergestützte Gefäßfusion (ohne Zusatzstoffe) Ende der 90er Jahre.

## 1.2. Grundlagen zur Gewebeerwärmung

Bei allen energiebasierten Gewebefusionstechniken (bipolare HF – Bestromung, Laser, ...) wird der Gewebeverbund durch die Erwärmung des Gewebes erreicht (thermischer Einfluss). Dabei entstehen verschiedene temperaturabhängige Strukturänderungen bzw. Schädigungen im Gewebe, welche für die Funktion der Fusion erwünscht sind. Andere Gewebeschädigungen wiederum müssen für eine entsprechend schnelle Heilung der Wunde vermieden werden. In Tabelle 1 sind die temperaturabhängigen Gewebeschädigungen aufgelistet. Im Intervall der normalen Körpertemperatur von 37°C bis 40°C sind keinerlei signifikante Zelländerungen zu beobachten. Im Temperaturbereich von 40°C bis 49°C können, abhängig von der Expositionsdauer, reversible Zellschädigungen entstehen, welche sich in Konformitätsänderungen von Molekülen, Bindungszerstörung auf molekularer Ebene sowie Membranänderungen äußern können. Ist die Dauer der Erwärmung innerhalb dieses Bereichs zu lange, setzt die Nekrose ein und die Schädigung wird irreversibel. Oberhalb von 49°C entstehen irreversible Zellschäden (Enzymdenaturierung, Beeinträchtigung des intrazellularen Energietransfersystems sowie einiger Zellreparaturmechanismen). Zwischen 60°C und 65°C Gewebetemperatur findet die Denaturierung von stabileren Proteinen und Kollagenen statt, was zur Koagulation (Übergang von einem Lösungszustand in einen Gelzustand) und Zellnekrose führt. Eine weitere Erwärmung des Gewebe führt zur Erhöhung der Durchgängigkeit der Zellmembran bis hin zur kompletten Zerstörung dieser und der Durchmischung intra- und extrazellulärer Stoffe. Wenn 100°C erreicht sind, verdampft das Wasser im Gewebe und führt damit zur Dehydrierung bzw. zur Austrocknung. Dieses Temperaturniveau bleibt solange konstant, bis alles Wasser aus dem erhitzten Gewebe entfernt ist, denn alle zugeführte thermische Energie wird über die Verdampfungsenthalpie des Wassers verbraucht. Wird nach der kompletten Austrocknung weiter Energie zugeführt, ist ein Temperaturanstieg bis zur Karbonisation (>200°C) des Gewebes möglich. Steigt die Gewebetemperatur auf mehrere 100°C, so führt dies zu direkter Verdampfung bzw. Vergasung der ganzen Masse ([43] S.77).

**Tabelle 1: Thermische Gewebeschädigungen in Abhängigkeit von der Temperatur (modifiziert nach [31] S.414)**

| Temperatur | Gewebereaktion |
|---|---|
| bis ca. 40°C | Keine signifikante Zelländerung |
| ab ca. 40°C | Reversible Zellschädigung (abhängig von der Expositionsdauer) |
| ab ca. 49°C | Irreversible Zellschädigung und Denaturierung von Enzymen |
| ab ca. 60-65°C | Koagulation |
| ab ca. 90-100°C | Dehydrierung bzw. Austrocknung: Übergang von Intra- und Extrazellulärflüssigkeit in den gasförmigen Zustand. |
| ab ca. 200°C | Karbonisierung des Gewebes |
| einige 100°C | Vaporisation des Gewebes |

### 1.2.1. Gewebeerwärmung mittels hochfrequentem Strom

Bei einem elektrischen Stromfluss durch biologisches Gewebe können je nach Stromart, Stromstärke und Frequenz drei unterschiedliche Effekte auftreten. Diese sind der elektrolytische, der faradische und der thermische Effekt und werden nachfolgend näher erklärt.

**Elektrolytischer Effekt:** Bei Gleichströmen oder niederfrequenten Wechselströmen dominiert der elektrolytische Effekt. Explizit beschreibt dieser Effekt die Ionenverschiebung innerhalb des Gewebes. Positiv geladene Ionen bewegen sich zur Kathode, negativ geladene Ionen hingegen zur Anode. In der HF – Chirurgie ist dieser Effekt nicht erwünscht, da dadurch das Gewebe elektrolytisch geschädigt werden kann. Der medizinische Nutzen dieses Effektes liegt beispielsweise in der Einschleusung bestimmter Medikament in den Körper (Iontophorese) ([31] S.518).

**Faradischer Effekt:** Dieser Effekt entsteht, wenn Wechselströme bis ca. 20kHz durch biologisches Gewebe fließen. Innerhalb dieses Frequenzbereiches reizen die Ströme Nerven und Muskelzellen, sodass Muskelkontraktionen resultieren können (maximale Reizung bei Frequenzen zwischen 10-100Hz). Verwendet wird der faradische Effekt in der Reizstromdiagnostik sowie in der Reizstromtherapie. Für die HF – Chirurgie ist dieser Effekt hinderlich, da unerwünschte Muskelkontraktionen bzw. Muskelbewegungen die Arbeit des Chirurgen beeinträchtigen ([31] S.518).

**Thermischer Effekt:** Der thermische Effekt im Gewebe (Gewebeerwärmung) wird ab einer Wechselstromfrequenz von 300kHz dominant, wobei die beiden anderen Effekte weitestgehend vermieden werden. Die Umwandlung von elektrischer Energie in Wärmeenergie kann im Allgemeinen nach dem Joule'schen Gesetz (siehe Gl.1) beschrieben werden ([31] S.518).

Wärmeenergie: $$Q = P \cdot t = U \cdot I \cdot t = I^2 \cdot R \cdot t = \frac{U^2 \cdot t}{R}$$ Gl.1

| | | |
|---|---|---|
| $Q$ | → | Wärmeenergie [J] |
| $P$ | → | elektrische Leistung [W] |
| $U$ | → | elektrische Spannung [V] |
| $I$ | → | elektrischer Strom [A] |
| $R$ | → | elektrischer Widerstand [Ω] |
| $t$ | → | Zeit [s] |

Der thermische Effekt wird in der Chirurgie hauptsächlich für das Schneiden und das Koagulieren von Gewebe genutzt (Wirkprinzip in der HF – Chirurgie), wobei die Wärmeenergie *Q* im wesentlichen von dem gewebespezifischen elektrischen Widerstand *R*, der Stromdichte *I* sowie der Einwirkdauer *t* abhängt ([31] S.518). Bezüglich des gewebespezifischen elektrischen Widerstandes kann ein elektrisches Ersatzschaltbild für eine Zelle entwickelt werden (siehe Abbildung 1 links). Dabei bildet die Kapazität $C_{mem}$ die Zellmembran ab, an der sich im Bereich der β – Dispersion (Frequenzbereich von 100kHz – 10MHz nach der Debye – Dispersionstheorie) intrazellulär und extrazellulär Ionen anlagern und diese damit wie einen Kondensator aufladen (die Zellmembran fungiert wie ein Dielektrikum). Das intrazelluläre Zytoplasma fungiert wie ein ohmscher Widerstand $R_{int}$ und ist in Reihe zur Zellmembrankapazität geschaltet. Die Zelle als Ganzes ist in diesem Modell parallel zu dem Widerstand $R_{ext}$ der extrazellulären Matrix geschaltet. Als einfaches Modell für Gewebe wird eine Suspension sphärischer Zellen betrachtet (siehe Abbildung 1 rechts). Für niedrige Frequenzen im Bereich der β – Dispersion zeigen die Volllinienpfeile den Stromweg ausschließlich im extrazellulären Medium. Mit steigender Frequenz nimmt die Kapazitanz der Membran ab, der Strom kann diese passieren und verläuft somit neben dem extrazellulären Anteil auch durch das Zytoplasma der Zelle (gestrichelte Pfeile). Bei sehr

hohen Frequenzen verhält sich die Suspension aus Zellen und extrazellulär Matrix für den Strom wie ein homogenes Medium. Dies kann so weit führen, dass bei Frequenzen >1GHz die Dipolwirkung des freien Wasseranteils auftritt (γ – Dispersion nach der Debye – Dispersionstheorie) [66].

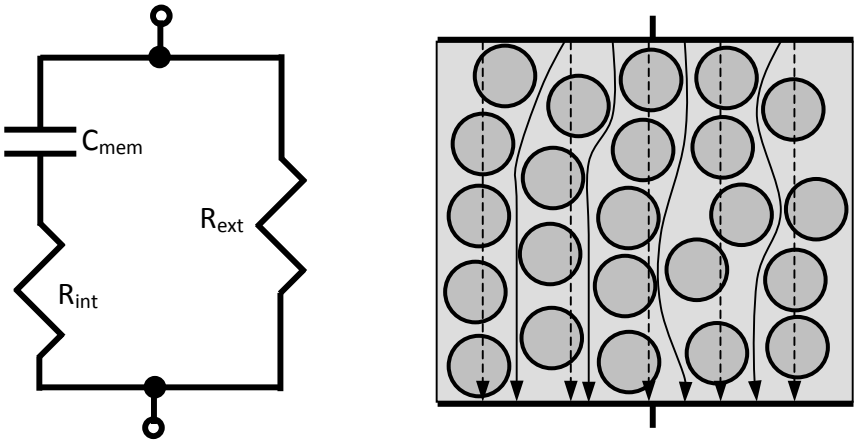


**Abbildung 1: Links ist ein elektrisches Ersatzschaltbild einer Zelle gezeichnet. Darin beschreibt die Reihenschaltung eines Kondensators (Kapazität der Zellmembran) mit einem Ohmschen Widerstandes (Widerstand des Zytoplasma) die elektrischen Eigenschaften einer Zelle. Diese liegt in Parallelschaltung mit dem Ohmschen Widerstand der extrazellulären Matrix. Rechts ist schematisch ein frequenzabhängiger Stromfluss durch ein biologisches Gewebe gezeigt. Dabei spiegeln die gestrichelten Pfeile den Stromfluss für höherfrequente und die Volllinienpfeile den Stromfluss für niederfrequente Ströme wieder. Beide Grafiken sind modifiziert nach [66].**

### 1.2.2. Gewebeerwärmung mittels Laser

Im Bereich der medizinischen Laseranwendungen an biologischem Gewebe bestimmen die Laser – Gewebe – Interaktionen die Auswirkungen auf das Gewebe. Die entstehenden Auswirkungen am Gewebe sind sowohl von den optischen Eigenschaften des Gewebes (Koeffizienten der Reflexion, der Absorption und der Streuung) als auch von den Prozessparametern des Lasers abhängig. Im folgenden Abschnitt wird zunächst die Lichtausbreitung im Gewebe in kurzer Ausführung erläutert. Anschließend wird auf die Wechselwirkungsmechanismen, sowie Wärmeerzeugung und –leitung eingegangen.

**Lichtausbreitung in biologischem Gewebe**

Trifft ein Photon auf biologisches Gewebe können grundsätzlich vier verschiedene Effekte auftreten. Diese sind die Reflexion, die Brechung, die Streuung und die Absorption dieses Photons. Mögliche Photonenwege sind in Abbildung 2 schematisch aufgezeichnet. Darin kann das ankommende Photon aus dem Medium 1 an der Grenzfläche zu Medium 2 gebrochen und/oder reflektiert werden (nach dem Fresnel'schen Reflexionsgesetz sowie nach dem Snellius'schen Brechungsgesetz). Dies ist abhängig von Einfallwinkel des Lichts auf die Grenzfläche sowie von den Brechungsindizes der beiden Medien. Das an der Grenzschicht gebrochene Licht gelangt in das Gewebe und kann dort durch Inhomogenität gestreut, von Molekülen absorbiert oder aber durch das Gewebe transmittiert werden. Streuer können im Gewebe unterschiedliche mikroskopische Strukturen wie Zellmembranen oder Zellorganellen sein, die einen anderen Brechungsindex als das umgebende Medium aufweisen. Das Ausmaß der Streuung hängt hauptsächlich von der Dichte der möglichen Streuer im Gewebe und von der Wellenlänge des Lichts ab. Wird ein Photon direkt nach dem Eintritt in das Gewebe oder nach einem/mehreren Streuprozessen innerhalb des Gewebes von einem Molekül absorbiert, so kann dieses unterschiedliche, wellenlängeabhängige Folgezustände annehmen ([43] S.9 ff).

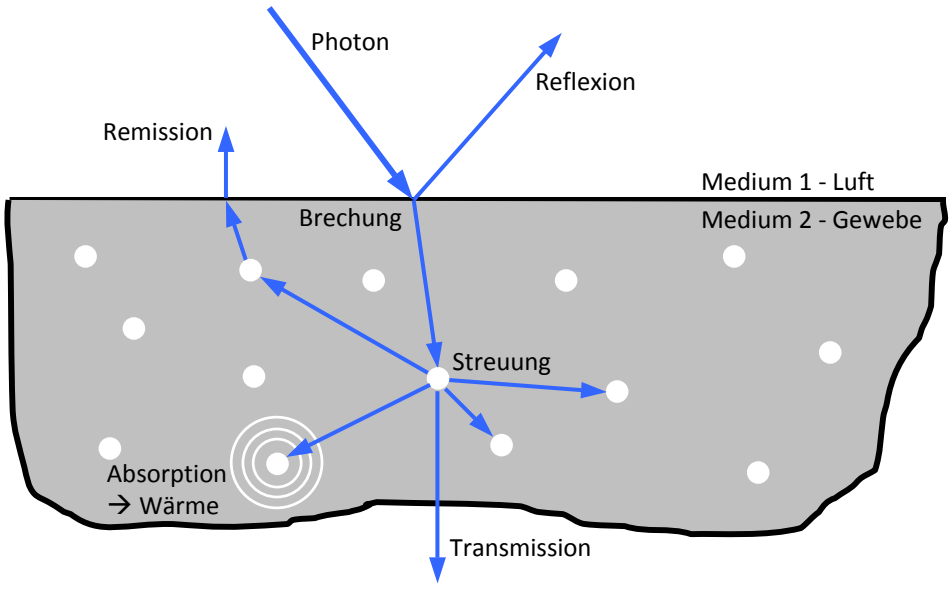


**Abbildung 2: Schematische Darstellung der Wegmöglichkeiten eines Photons, wenn es auf biologisches Gewebe trifft.**

Die Absorption von Licht im UV – VIS – Bereich geschieht durch elektronische Anregung, auf die Fluoreszenz, Phosphoreszenz oder chemische Reaktionen folgen können. Im NIR sowie im IR Bereich überwiegt die Umwandlung der Lichtenergie in Wärme durch das Überführen von Molekülen in Vibrations- oder Rotationszustände. In welcher Art und Weise die jeweilige Laserbestrahlung eine Wirkung auf das Gewebe hat, wird hauptsächlich durch das Zusammenspiel der Laserwellenlänge mit den vorhandenen Absorbern bestimmt. Die Streuung im Gewebe kann eine starke Beeinflussung der Lichtverteilung und damit auch der effektiven Absorption hervorrufen ([43] S.9 ff). Es zeigt sich, dass die Lichtausbreitung großen Einfluss auf jeden Laser – Gewebe – Wechselwirkungsprozess hat und vor allem hinsichtlich der Absorbereigenschaften des jeweiligen Gewebes berücksichtigt werden muss. Für den Anwender bedeutet dies, dass die Wellenlänge bzw. der Laser auf die im Gewebe vorhandenen Absorber und die zu erzielende Wirkung im Gewebe abgestimmt werden muss. Für die thermische Wirkung im Gewebe sind Wasser und Hämoglobin die Hauptabsorber. Im Diagramm in Abbildung 3 sind die Absorptionskoeffizienten von Wasser sowie von Hämoglobin über der Wellenlänge aufgetragen. Dabei ist Wasser im VIS – Bereich kaum absorbierend, wohingegen Blut (Hämoglobin) ein wesentlich höheres Absorptionsvermögen aufweist. Hämoglobin zeigt, innerhalb des VIS – Spektrums, ein globales Absorptionsmaxima im blauen (bei ca. 430nm) sowie ein lokales Maximum im grünen (bei ca. 550nm) Bereich auf. Im roten Spektralbereich ist die Absorption des Hämoglobin um mehrere Größenordnungen geringer, was die rote Farbe des Bluts erklärt. Zu größeren Wellenlängen hin (IR – Bereich) nimmt die Absorption des Wassers zu, die des Hämoglobin ab, sodass in diesem Spektralbereich das Wasser den Hauptabsorber darstellt (Absorptionsmaximum bei ca. 3µm, was dem Er:YAG – Laser entspricht).

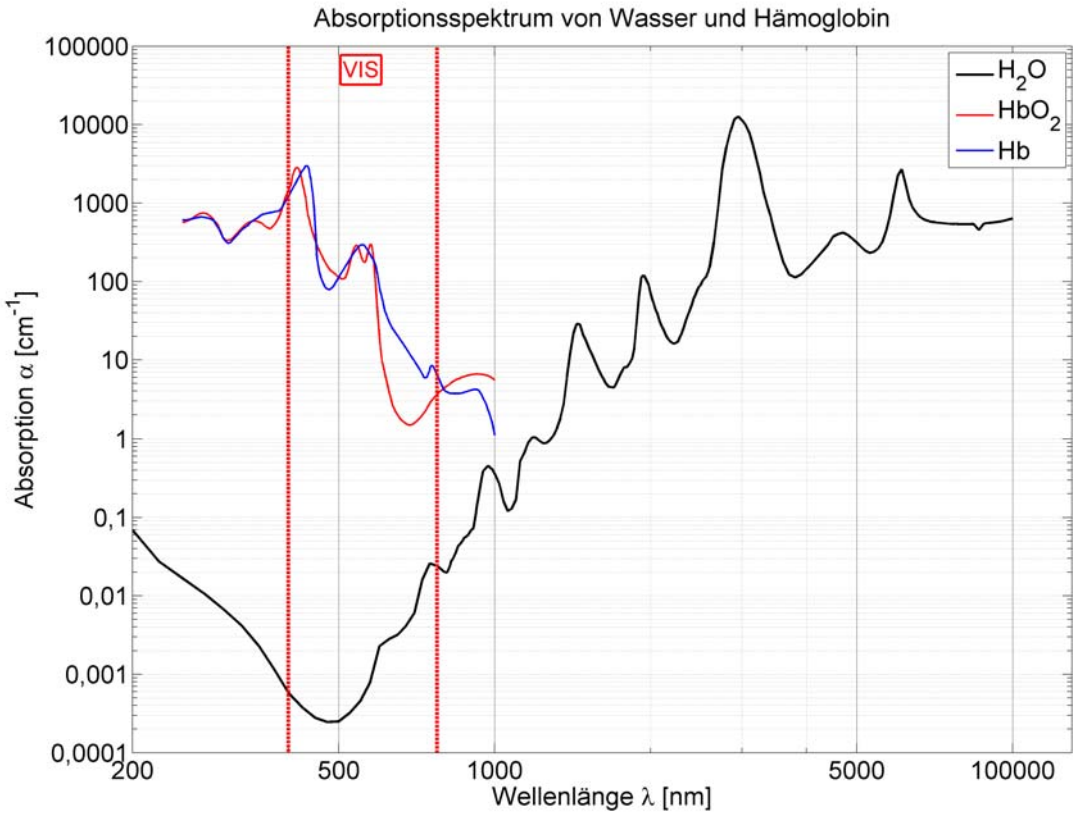


**Abbildung 3: Auftragen des Absorptionsvermögen von Wasser [20] und Hämoglobin [86] über der Wellenlänge.**

### Interaktionsmechanismen

Die Wechselwirkung zwischen Laserlicht und Gewebe wird definiert durch die vorhandenen Gewebeeigenschaften und die verwendeten Laserparameter, insbesondere die Wellenlänge, Leistung, Bestrahlungsstärke (Intensität). Der Einfluss von Bestrahlungsintensität und Einwirkdauer ist in Abbildung 4 dargestellt. Im Überblick ist festzustellen, dass sich der Bereich der Wirkmechanismen in beiden Achsen über ca. 15 Zehnerpotenzen erstreckt und damit von einer langzeitigen und gering dosierten Photochemischen Interaktion bis hin zu Ultrakurzpulsen mit sehr hoher Leistungsdichte (Photodisruption) reicht. Trotz alledem bewegen sich alle Interaktionsmechanismen hauptsächlich in einem Energiedichtenbereich von $1 J/cm^2$ – $1000 J/cm^2$. Je nach Kombination der Leistungsdichte und Einwirkdauer werden unterschiedliche Effekte erzielt. Der für diese Arbeit wichtige Interaktionsmechanismus ist die thermische Wechselwirkung. Dieser Bereich beinhaltet den Effekt der Koagulation des Gewebes, ohne dieses durch hohe Energiedichten zu schädigen (beispielsweise durch Ablation). Neben diesem Effekt können aber sowohl Vaporisation und Karbonisation als auch das Schmelzen je nach Parameterwahl auftreten. Dies zeigt, dass der Bereich der

thermischen Wechselwirkung viele unterschiedliche Effekte beinhaltet und die Wahl der Energiedichten und Einwirkdauern entsprechend gewählt werden müssen.

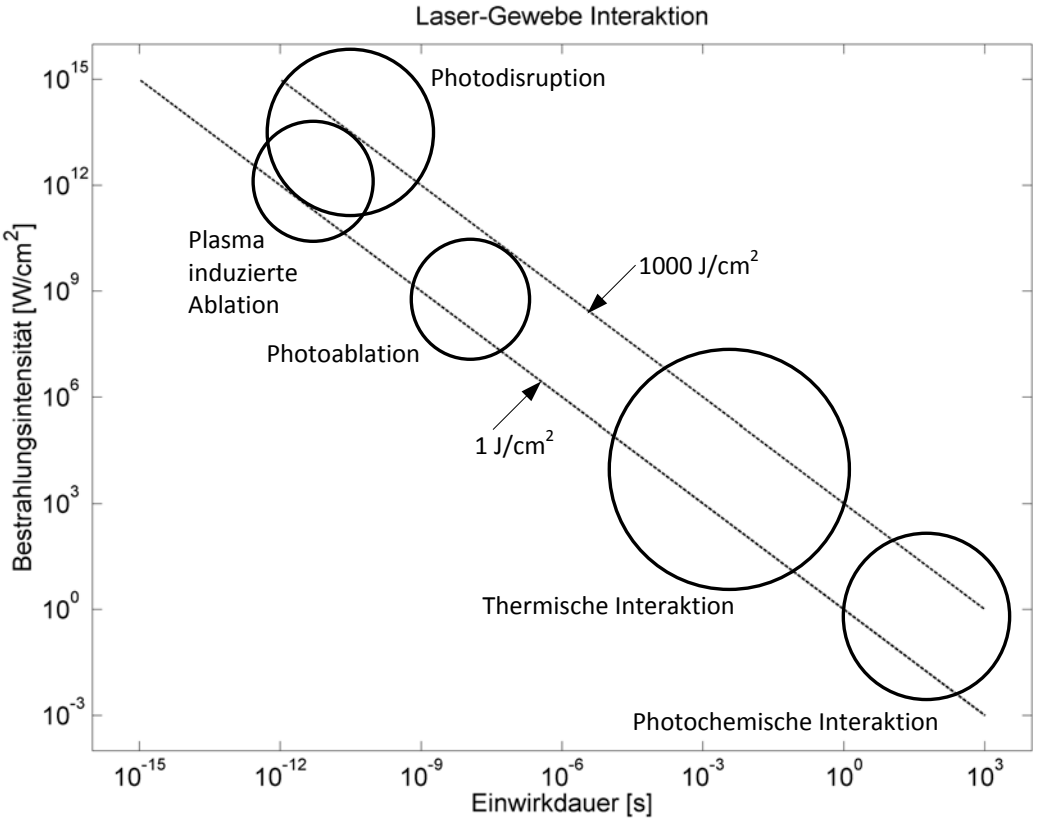


**Abbildung 4: Schematische Darstellung der Laser – Gewebe Interaktionsstufen (Kreise). Dabei ist die Laserbestrahlungsintensität über der Einwirkdauer aufgetragen. Die Kreise zeigen das jeweilige Prozessfenster für die entsprechende Interaktionsstufe. Abbildung ist modifiziert nach [4].**

Wie schon erwähnt, wird neben anderen Anwendungen auch für die Fusion von biologischem Gewebe thermische Energie benötigt. Auf mikroskopischer Ebene innerhalb des Gewebes bedeutet dies, dass ein auf einen Absorber (Molekül) auftreffendes Photon dieses durch Übertragung seiner Energie anregt. Im Fall von freien Wassermolekülen als Absorber (Hauptabsorber in biologischem Gewebe im IR Bereich) werden die $H_2O$ Moleküle in symmetrische und/oder asymmetrische Schwingungen versetzt und können beispielsweise durch die Wellenlänge von 3µm (Er:YAG) in deren Resonanzfrequenz ($1{,}08 \times 10^{14}$Hz bzw. $1{,}13 \times 10^{14}$Hz) gebracht werden ([43] S.66). Dies begründet das Absorptionsmaximum von Wasser bei dieser Wellenlänge (siehe Abbildung 3). Die Bewegung der Moleküle repräsentiert die Wärme im Gewebe, welche sich anschließend räumlich ausbreitet. Mathematisch kann die Wärmeerzeugung bei biologischem Gewebe unter Berücksichtigung der Gewebemasse, der spezifischen Wärmekapazität des Gewebes und

dem zu erzielenden Temperaturunterschied errechnet werden. Der Wärmetransport ist wiederum abhängig von den thermischen Eigenschaften des Gewebes sowie von den Umgebungsbedingungen und beinhaltet einen Wärmeverlust im betrachteten System. Der Wärmetransport bzw. der Wärmeverlust wird unterteilt in Wärmestrahlung, Konvektion und Wärmeleitung. Im Bereich der Gewebeerwärmung ist die Wärmestrahlung vernachlässigbar klein und die Konvektion ist lediglich bei blutdurchströmten Gewebeteilen zu berücksichtigen. Der wichtigste Transportmechanismus ist die Wärmeleitung. Sie ist abhängig von der stoffabhängigen Wärmeleitfähigkeit sowie vom Temperaturgradienten (Temperaturunterschied; Wärmefluss immer vom wärmeren zum kälteren Bereich) ([43] S.68-69). Im konkreten Fall der Gewebeerwärmung können äußere, kältere Medien (z.B. Wasser oder metallische Gegenstände) so einen kühlenden Effekt auf das Gewebe erzeugen. Des Weiteren zeigt sich die Wärmeleitung besonders bei längeren Einwirkdauern in einer ausgeprägten Wärmeeinflusszone um den bestrahlten Gewebebereich.

## 1.3. Gewebehistologie

### 1.3.1. Histologie und struktureller Aufbau von Arterien (*arteria*)

Die Arterien des menschlichen Körpers werden anhand ihres von der Funktion abhängigen Aufbaus in zwei Hauptgruppen unterschieden. Im herznahen Bereich des Körpers sind Arterien des elastischen Typs zu finden. Im Gegensatz dazu weist der Körper im herzfernen Bereich Arterien der muskulösen Art auf, welche jedoch in dieser Arbeit nicht berücksichtigt und deswegen nicht näher erklärt werden. Arterien der elastischen Art zeichnen sich durch eine hohe Wandelastizität aus, welche die Windkesselfunktion bei der Systole des Herzens ermöglicht, indem ein gewisses Blutvolumen speichert wird. Dieses gespeicherte Blutvolumen wird bei fallendem Gefäßinnendruck (Diastole) abgegeben und so ein konstanter Blutfluss bis zur nächsten Systole garantiert ([60] S.264). Diese beschriebenen elastischen Eigenschaften sind nur durch die entsprechende Struktur der Arterienwand vorhanden. Die nachfolgende Beschreibung der Arterienwandstruktur bezieht sich auf die histologische Arterienwanddarstellung in Abbildung 5. Durch die Färbung mit Orcein werden elastische Strukturbestandteile angefärbt und dadurch sichtbar gemacht.

**Intima**

Die innerste Schicht der Arterie wird als *Intima* bezeichnet. Sie setzt sich aus einer Endothelschicht (einschichtiges Plattenepithel), einer Schicht von Kollagenfasern sowie einer elastischen Membran (*elastica interna*) zusammen ([60] S.263-264). Bezüglich der Funktion kann der *Intima* eine Membranfunktion zugeordnet werden, die eine Blutversorgung der weiteren Wandschichten ermöglicht. Des Weiteren weist die *Intima* durch einen nicht unerheblichen Kollagen- (Typ I und Typ III) und Elastinanteil elastische Eigenschaften auf. Insgesamt kann die Intimadicke im Mittel prozentual ca. 27% der Gesamtwanddicke ausmachen [18].

**Media**

Die Media ist die mittlere Schicht zwischen der *Intima* und der *Adventitia* und nimmt den Großteil der Gesamtwandstärke ein. In Abbildung 5 ist der Bereich der *Media* komplett durch die Orcein Färbung hervorgehoben, was den hohen Anteil von elastischen Strukturen

sichtbar macht. Das Vorkommen von Elastin und Kollagen ist von Fonck et al. [17] durch Polarisationsmikroskopie und Fluoreszenzmikroskopie hauptsächlich in der *Media* nachgewiesen. Im Detail wird für diesen elastischen Anteil eine komplexe 3D – Struktur von Kollagenbündeln, Elastin und weichen Muskelzellen angegeben. Bezüglich der gesamten Arteriengeometrie zeigen die beschriebenen Fasern im Arterienquerschnitt eine zirkuläre Anordnung (liegen jedoch zueinander parallel). In axialer Arterienrichtung zeigen die zirkulären Anordnungen zusätzlich eine leichte Helixausprägung. Durch diese Anordnungen der elastischen Fasern sowie der Kollagenbündel ist die Arterie des elastischen Typs in der Lage, sehr hohe Spannungen und intraluminale Drücke in Verbindung mit großer Dehnung aufzunehmen und als Windkesselfunktion zu speichern [18]. In der Untersuchung von Clark und Glagov [10] wird explizit von einer sich wiederholenden Anordnung in Form von Elastin – Muskelzellen – Elastin – Kollagenbündel – Elastin – Muskelzellen – Elastin – Kollagenbündel usw. in der *Media* gesprochen. Es wird zusätzlich vermutet, dass diese Anordnung verantwortlich für die hervorragenden mechanischen Eigenschaften ist.

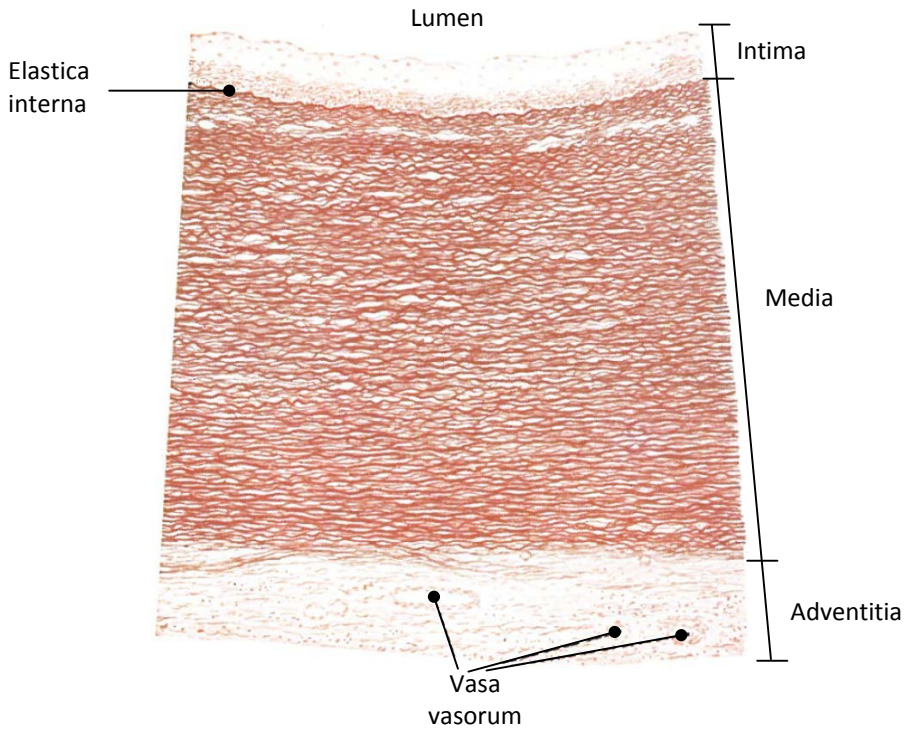


**Abbildung 5: Histologie einer Arterienwand des elastischen Typs (Färbung: Orcein; 60x Vergößerung; modifiziert nach [58] S.126). Zu sehen sind die drei Hauptsektionen des Wandaufbaus, *Intima*, *Media* und *Adventitia* (Reihenfolge vom Lumen der Arterie nach außen). Zusätzlich sind die interne elastische Membran (*elastica interna*) sowie die Versorgungsgefäße (*vasa vasorum*) in der äußeren bindegewebsartigen *Adventitia* gut zu erkennen.**

**Adventitia**

Die Adventitia ist die äußerste Wandschicht der Arterie. Sie übernimmt die Funktion, die Arterie in das umliegende Gewebe strukturell zu integrieren, und besteht hauptsächlich aus Bindegewebe, Fettzellen sowie Kollagenbündeln. Die Kollagenbündel zeigen sich im inneren Adventitiabereich wesentlich strukturierter und laminarer (enger gepackt) als am äußeren Rand dieser Schicht. Dort sind die Kollagenfasern ungeordnet und aufgelockert [18]. Zusätzlich sind bei größeren Arterien in der Adventitia kleine Versorgungsgefäße (*Vasa vasorum*) integriert.

**Biomechanische Eigenschaft der Arterienwand**

Kollagen Typ I ist der haupttragende Strukturanteil im Arteriengewebe (60% Typ I, 30% Typ III, 10% Typ V [64]) und erzeugt an sich eine steife Rohrgeometrie, die ebenfalls vorhanden ist, wenn die Arterie nicht mit Flüssigkeit bzw. Blut gefüllt ist. Die Arterien sind verformbar und antworten auf eine Verformung mit einem nichtlinearen Spannungs – Dehnungs Verhalten. Dieses resultiert in Gesamtheit aus unterschiedlichen Spannungs – Dehnungs Verhalten der einzelnen Strukturkomponenten. So zeigt sich im Vergleich von Elastin und Kollagen als Reinsubstanz, dass bei einer Arterienradiusvergrößerung um ca. 30% für Kollagen als Reinsubstanz eine wesentlich höhere Belastung der Arterienwand notwendig ist als bei Elastin als Reinsubstanz (ca. Faktor 50). Im Vergleich dazu verhält sich das Arteriengewebe, in dem beide Stoffe enthalten sind, bei geringen Radiusvergrößerungen sehr ähnlich wie Elastin als Reinsubstanz. Bei weiterer Belastung der Arterienwand übernimmt dann immer mehr das Kollagen die Aufnahme der Kräfte und erhöht damit die Spannung im gesamten Gewebe. Es zeigt sich also, dass bei geringeren Belastungen zunächst der Radius der elastischen Arterie sich vergrößert (auf Basis des Elastin), um so mehr Blutvolumen aufnehmen zu können. Die Radiusvergrößerung verläuft exponentiell bis zu einem Maximum, bei dem folglich die maximale Belastung der Arterie anliegt [18] [24]. Die mechanischen Eigenschaften bzw. die mechanische Festigkeit von elastischen Arterien ist von Holzapfel et al. ausführlich untersucht sowie umfassend in [18] beschrieben.

### 1.3.2. Histologie und struktureller Aufbau von Dickdarmgewebe (*colon*)

Neben den Arterien elastischer Art steht das Dickdarmgewebe (*colon*) im Mittelpunkt dieser Arbeit. Der Dickdarm ist der auf den Dünndarm folgende Teil des gesamten Verdauungstraktes und teilt sich in unterschiedliche Segmente ein. Diese sind der aufsteigende Teil (*colon ascendens*), der querverlaufende Teil (*colon transversum*), der absteigende Teil (*colon descendens*) und der S-förmige Teil (*colon sigmoideum*), welcher in den Enddarm (*Rectum*) mündet. Der Dickdarmdurchmesser ist in der Regel größer als der Durchmesser des vorhergehenden Dünndarms und kann bis zu 8cm betragen. Ein besonderes Kennzeichen des Dickdarms sind die Ausbuchtungen (*Haustren*), die sich durch die vorhandenen drei Streifen der Längsmuskulatur (*Tänien*) bilden. Die *Tänien* erzeugen eine Muskelspannung, welche im Zusammenspiel mit der Muskelkontraktion der Ringmuskulatur Einschnürungen entstehen lässt. Zwischen diesen Einschnürungen entstehen somit die *Haustren*, welche sich durch die Peristaltik der Ringmuskulatur dynamisch in Form und Lokalisation ändern. Funktionell übernimmt der Dickdarm den Entzug der restlichen Flüssigkeit des Darminhalts (Eindickung des Darminhalts) und versetzt diesen im Gegenzug mit Schleim, welcher durch die Becherzellen in den Krypten erzeugt wird ([60] S.366-368). Die Krypten sind in der *Mucosa*, der inneren Schicht der Dickdarmwandstruktur, zu finden. Im Gegensatz zum Aufbau der *Mucosa* des Dünndarms weist der Dickdarm keine Darmzotten in dieser Schicht auf. Abbildung 6 zeigt einen mit Azan gefärbten histologischen Querschnitt der Dickdarmwand. Ausgehend vom Lumen (innerer Hohlraum), bildet sich die *Mucosa* mit vielen einzeln angeordneten Krypten aus. Zusätzlich werden einzelne Falten ausgebildet, die die Oberfläche des Dickdarminneren vergrößern. Auf die *Mucosa* folgt eine dünnere *Submucosa*, die hauptsächlich aus Bindegewebe und einzelnen Versorgungsgefäßen besteht. Eine dicke, kompakte Schicht stellt die *Muscularis* dar. Hier sind der innere Ringmuskel sowie der Längsmuskel zu finden. Die äußere *Serosa* – Schicht vermittelt die Einbindung in das versorgende *Mesinteriums* ([58] S.150) [21].

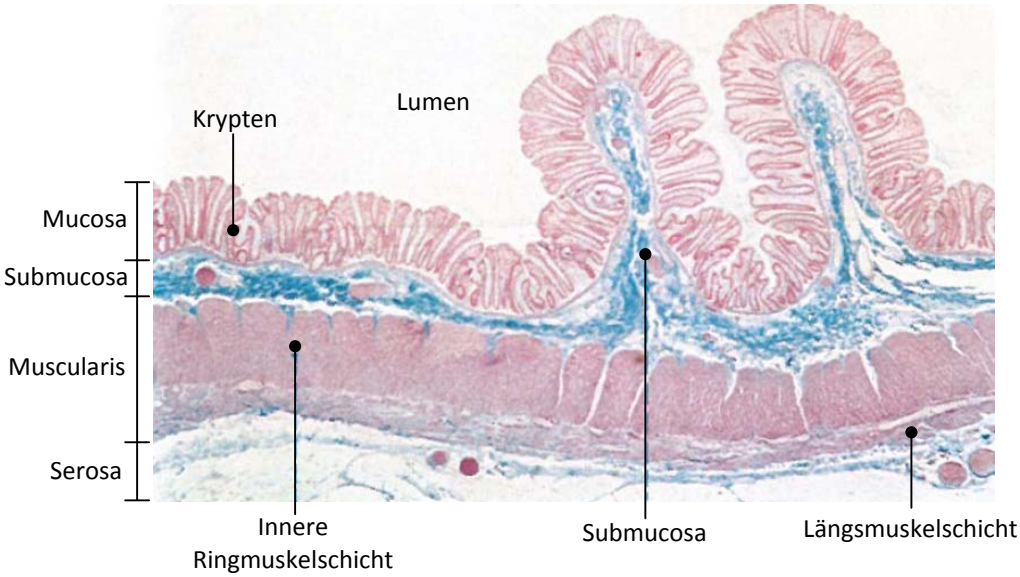


**Abbildung 6: Histologie eines Dickdarmgewebewandquerschnitts (Färbung Azan, 13,5x Vergrößerung) ([58] S.150). Farblich gut zu unterscheiden sind die einzelnen Wandschichten des Dickdarms. Vom Lumen ausgehend bildet sich die *Mucosa* mit vielen einzelnen angeordneten Krypten aus. Zusätzlich werden einzelne Falten ausgebildet, um die Oberfläche des Dickdarminneren zu vergrößern. Auf die *Mucosa* folgt eine dünnere *Submucosa*, die hauptsächlich aus Bindegewebe und einzelnen Versorgungsgefäßen besteht. Eine dicke, kompakte Schicht stellt die *Muscularis* dar. Hier sind der innere Ringmuskel sowie der Längsmuskel zu finden. Die äußere *Serosa* – Schicht bildet die Einbindung in das versorgende *Mesinteriums* ([60] S.366-368) ([58] S.150).**

### Verteilung von Kollagen und Elastin in der Dickdarmwand

Ausgehend von dem Wissen, dass Kollagen und Elastin die grundlegenden Stoffe zur Erzeugung der Festigkeit bei Arterien sind, wird in diesem Absatz die Verteilung der beiden Stoffe im Dickdarmgewebe beschrieben. Angefangen in der innersten Schicht, der *Mucosa*, zeigten Thibeaux et al. [65] mittels Multiphotonenmikroskopie (MPM) und Second Harmonic Generation (SHG), dass Kollagenfasern und Kollagenbündel sich unterhalb der oberen Epithelschicht (kein SHG Signal in der Epithelschicht) der Krypten anordnen. Die 3D – Rekonstruktion der einzelnen Gewebeebenen zeigt eine dichte Netzwerkstruktur von Kollagenfasern direkt unterhalb der oberen Epithelschicht, welche sich mit zunehmender Tiefe in das Bindegewebe der *Mucosa* auflockert. Die vernetzte Kollagenstruktur bildet somit das Gerüst für die Schleimhaut und für das Ausbilden der Krypten (Ausbildung der Krypten ist in der SHG – 3D – Rekonstruktion gut erkennbar). Eine Untersuchung der *Submucosa* bezüglich des Kollagengehalts bzw. Kollagenvorkommens ist durch Thomson et al. erfolgt [67]. Darin wurden mittels Transmissionselektronenmikroskopie (TEM) die isolierte *Submucosa* untersucht und die einzelnen Kollagenfibrillen (Substruktur der Kollagenbündel, welche in einem Strukturnetzwerk angeordnet sind) quantitativ ausgewertet. Das Ergebnis

ergab einen Kollagenanteil (bezogen auf die Fläche der Mikroskopieebene) von ca. 50% – 60%. Dies zeigt, dass die *Submucosa* einen großen Anteil an der Gesamtfestigkeit des Dickdarms erzeugt. Die auf die *Submucosa* folgende *Muscularis* besteht aus glatter Muskulatur, welche sowohl ringförmig (Ringmuskulatur) als auch längs des Darms (Längsmuskulatur) angeordnet ist. Wie auch schon in der *Media* der Arterien zeigt sich ebenfalls in dieser Schicht ein großer Anteil an kollagenen und elastischen Fasern ([60] S.366-368). Die äußere *Serosa* besteht hauptsächlich aus Bindegewebe, in der einzelne Versorgungsgefäße eingebettet sind. Bezüglich der Hohlorganstabilität bzw. –festigkeit kann dieser Schicht keine signifikante Rolle zugesprochen werden.

Im Vergleich zu den elastischen Arterien zeigt der Dickdarm jedoch nicht die Stabilität und Steifigkeit, ohne Inhalt das Lumen offen zu halten. Dies liegt daran, dass die Schicht der glatten Muskulatur des Dickdarms nicht dafür ausgelegt ist, den Dickdarm in einer Tubusform zu halten. Dies zeigt sich durch den geringeren Flächenanteil der *Muscularis* bezogen auf die Gesamtquerschnittsfläche des Dickdarms im Vergleich zum Flächenanteil der *Media* der Arterie zur Gesamtquerschnittsfläche der Arterie.

Kollagen und Elastin sind die struktur- und festigkeitsbringenden Bestandteile sowohl im Arteriengewebe als auch im Dickdarmgewebe. Die Untersuchung, wie sich beide Gewebearten in der Fusion verhalten und welche Rolle diesbezüglich Kollagen und Elastin einnehmen ist Teil dieser Arbeit.

## 1.4. Allgemeines, Kollagen basiertes Modell zur Erklärung des thermischen Gewebefusionsmechanismus auf biologischer Ebene

Bis heute ist der Gewebeverbindungsmechanismus (auf biochemischer Ebene) bei thermisch erzeugten Fusionen nicht genau verstanden, jedoch sind sich die Forscher darüber einig, dass die Proteinketten des Kollagen (hauptsächlich Typ I) diesbezüglich eine wesentliche Rolle einnehmen. Kollagen ist ein Hauptbestandteil der extrazellulären Matrix des menschlichen Organismus und trägt durch seine mechanischen Eigenschaften (hohe Zugfestigkeit) zu dessen Struktur und mechanischer Belastbarkeit bei. Des Weiteren nimmt Kollagen einen Anteil von 30% aller im menschlichen Körper vorhandenen Proteine ein ([60] S.47). In Form von Fasern, welche durch hierarchisch angeordnete Substrukturen aufgebaut sind, erreicht das Kollagen sehr gute Festigkeitseigenschaften. Kollagenfasern (Typ I) sind hochorganisierte Strukturen. Das Kernelement ist eine rechtsgängige Tripelhelix, bestehend aus drei Eiweißmolekülen mit hochrepetitiven Aminosäuresequenzen (im wesentlichen Glycin – Prolin – Hydroxyprolin), die durch nicht kovalente Wechselwirkung (Wasserstoffbrücken, van der Waals Kräfte) gebildet werden. Im weiteren Zusammenschluss mehrerer Tripelhelices durch kovalente Quervernetzung entstehen sog. Fibrillen, welche einen Durchmesser zwischen 100nm – 500nm und eine Länge bis zu einem Millimeter erreichen können. In der nächst größeren Strukturebene ordnen sich die Fibrillen durch Vernetzungsmakromoleküle (z.B. Proteoglykane) zu größeren Kollagenfasern (Durchmesser von 1µm – 10µm) an, welche als Basis für den Aufbau von beispielsweise dem Bindegewebe, Sehnen oder Knochen dienen [19]. Abbildung 7 zeigt den Aufbau von Kollagenfasern in einer schematischen Form.

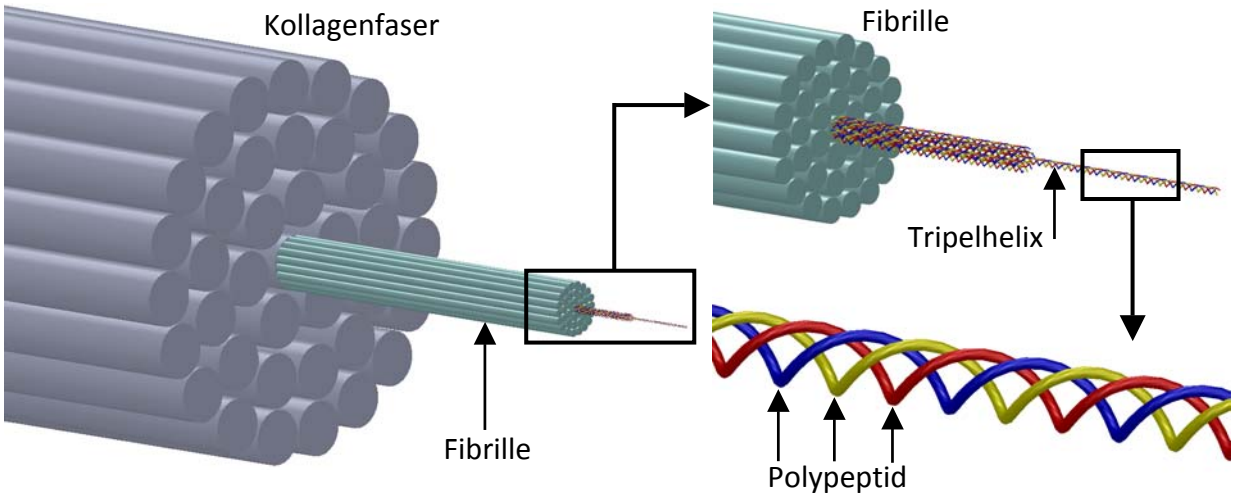


**Abbildung 7: Schematische Darstellung des Aufbaus von Kollagenfasern. Kollagenfasern bestehen aus einzelnen Kollagenfibrillen, welche sich wiederum aus dem Zusammenschluss mehrerer Polypeptid – Tripelhelix – Strukturen aufbauen.**

In der Literatur wurden erste Untersuchungen zum biochemischen Fusionsmechanismus von Sigel und Dunn [55] publiziert, bei denen mittels hochfrequentem Strom Arterien und Venen versiegelt wurden. Durch die anschließende histologische Auswertung der Fusionsstellen konnte festgestellt werden, dass die Faserstruktur des Gewebes (Kollagenfasern) in großem Maße beibehalten wurde. Des Weiteren wird beschrieben, dass durch die genaue Positionierung der beiden zu fusionierenden Gewebeteile sich die gegenüberliegenden Fasern miteinander verbunden hatten. Die Fusionsfestigkeit ist in dieser Untersuchung nicht bewertet worden, jedoch wird angegeben, dass diese Art der Verbindung eine Haftwirkung beider Gewebeteile aneinander erzeugt. Zusätzlich wird auf den Einfluss des Energieeintrags hingewiesen, der im Falle einer massiven Koagulation (großer Energieeintrag) zu einer amorphen Masse (vor allem in der *Media*) führt, in der keine faserartigen Strukturen erkennbar sind und die dementsprechend geringere Festigkeiten vorweisen müsste. Schober et al. [53] untersuchten (histologisch und elektronenmikroskopisch) die durch lasergestützte Gewebeerwärmung erzeugten Kollagenveränderungen in Arterien. In der Arbeit wird beschrieben, dass durch den Energieeintrag die Kollagenfibrillen sich im Durchmesser vergrößern. Des Weiteren trennten sich subfibrilläre Strukturen aus der Fibrille heraus, was eine Verzahnung zwischen den einzelnen Fibrillen erzeugte. Diese Verzahnung der Kollagenfibrillen untereinander wird in dieser Untersuchung als Haftmechanismus angesehen. Eine weitere Studie von White et al. [73] zeigte eine lasergestützte

Arterienfusion (Argonlaser), welche unterhalb der Denaturierungstemperatur von 60°C arbeitet und histologisch direkte Kollagen-Kollagen sowie Kollagen – Elastin Verbindungen im Fusionsbereich hervorruft. In einer Untersuchung von Bass et al. [3] wurde durch die Verwendung von Rattenschwänzen eine lasergestützte Fusion von quasi reinem Kollagen Typ I (>90%) erzeugt. Dabei zeigen die Ergebnisse, dass kovalente Verbindungen nicht vorhanden sind und somit auch nicht der Grund für die Fusion sein können. Des Weiteren ist das Kollagen denaturiert (Temperatur > 60°C) und zeigt keinerlei Spiralformigkeit (Tripelhelix) auf. Trotz alledem können auch Bass et al. Gewebefusionen vorweisen, welche offensichtlich durch die Art und Weise des Prozessverlaufs die Vorraussetzungen bieten, dass auf biochemischer Ebene entsprechende, festigkeitserzeugende Prozesse erzeugt werden können. Die Arbeiten von Tang et al. [63][64] beschreiben die histologische und elektronenmikroskopische Untersuchung der Kollagenveränderung nach einer Laserbestrahlung (830nm). Darin wird ein nicht kompletter Verlust der optischen Doppelbrechung bei polarisiertem Licht (Polarisationsmikroskopie) festgestellt, was dementsprechend auf eine nicht vollständige Denaturierung deutet. Durch die Elektronenmikroskopie konnte ebenfalls die End – zu – End Verbindung zweier Kollagenfasern nachgewiesen werden. Es wird jedoch bezweifelt, dass diese Verbindungsart der Hauptfaktor zur Erzeugung der Verbindungsfestigkeit ist. Weiterführend dazu wird eine seitliche Verbindung zwischen den einzelnen Kollagenfasern vermutet, welche sich in Form eines „Ineinanderziehens“ darstellt. Tang et al. vermuten, dass bei der Fusion von Arteriengewebe die unterschiedliche Aufteilung der drei verschiedenen Kollagentypen möglicherweise eine wichtige Rolle einnimmt. Denn die verschiedenen Typen reagieren unterschiedlich auf das gleiche Temperaturniveau, was sich in der nicht vollständigen Denaturierung zeigt. Es wird vermutet, dass dieses Phänomen auf einen unterschiedlichen Hydroxyprolingehalt in den jeweiligen Kollagenmolekülketten der vorhandenen Typen zurückzuführen ist.

Insgesamt besteht der Konsens, dass Kollagenmodifikationen in Folge von Erwärmung die Grundursache für einen Gewebezusammenschluss darstellen. Diese Modifikationen können, wie oben beschrieben, eine Aufspaltung der dreidimensionalen Struktur (Tripelhelix), ein Anschwellen des Fibrillendurchmessers, ein Loslösen der Parallelstruktur der Fibrille (Erzeugung von aus der Fibrille ragenden Kollagenmolekülketten), direkte Fibrillenendenverbindung sowie komplette Aufhebung der Faserstruktur bis hin zu einer

amorphen Masse (komplette Denaturierung) sein. Welche detaillierten biochemischen Prozesse und Interaktionen (auch auf Zellebene) zum Zeitpunkt der Fusion ablaufen, konnte jedoch bis heute nicht sichtbar gemacht bzw. herausgefunden werden. Möglicherweise ist dies begründet durch die bisherigen Untersuchungstechniken (histologisch mit dem Lichtmikroskop und Elektronenmikroskopie sowie enzymatische Massenaufspaltung zur Extraktion bestimmter Substanzen), welche ausschließlich eine Untersuchung des fertig fusionierten Gewebezustands zulassen (Vorher – Nachher Vergleich). Eine Untersuchungsmethode, die in Echtzeit den biochemischen Fusionsprozess darstellt und untersucht, ist bis dato nicht vorhanden.

## 1.5. Struktur und Ziel dieser Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Erarbeitung eines lasergestützten Fusionsprozesses für biologisches Gewebe. Dabei soll am Vorbild der in der Chirurgie etablierten bipolaren Gefäßversiegelung zunächst der Prozess auf der technologischen Ebene untersucht und verstanden werden. Hierzu steht für diese Arbeit ein bipolares Hochfrequenzgerät (ForceTriad™ – Covidien, Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA) nach dem aktuellen Stand der Technik zur Verfügung. Durch die entsprechende Konzipierung und Umsetzung von Versuchsaufbauten wird der HF – Gewebefusionsprozess in Echtzeit verfolgt, aufgenommen und ausgewertet. Des Weiteren können bestimmte Prozessgrößen manipuliert bzw. verändert werden, um dadurch weitere Erkenntnisse über den Prozessmechanismus zu erlangen. Diese Untersuchungen sollen hauptsächlich an Arteriengewebe der Spezies Schwein in einer Laborumgebung durchgeführt werden, da die bipolare Prozessführung des Generators (ForceTriad™) für die Gefäßversiegelung ausgelegt ist. Der anschließende Transfer der Erkenntnisse über den Fusionsprozess hin zu einer Prozessneuentwicklung (unter Laborbedingungen), welcher mittels eines feedbackgeregelten Lasers Dickdarmgewebe (Spezies Schwein) fusioniert, stellt das Zentrum dieser Arbeit dar. Durch die Wahl eines Lasers als Energiequelle ist die Energieeinbringung in das Gewebe von dem Regelungsfeedbackparameter (Gewebeimpedanz) entkoppelt und beeinflusst sich, im Gegensatz zum HF – Prozess, nicht gegenseitig. Als Bewertungsparameter (Größe, die durch den Prozess optimiert werden soll) für die erzeugten Gewebefusionen wird vor allem die Verbindungsfestigkeit herangezogen. Zunächst muss ein für die Anwendung passender Laser ausgewählt und in einen Laboraufbau, mit dem Gewebefusion erzeugt werden soll, integriert werden. Mit einem funktionsfähigen, feedbackgeregelten Laserfusionsaufbau können anschließend Versuchsreihen zur Prozessfindung durchgeführt werden. Am Ende ist eine unter Laborbedingungen erzeugte, lasergestützte Dickdarmgewebefusion mit reproduzierbarer Verbindungsfestigkeit angestrebt.

# 2. Untersuchung eines Gewebefusionsprozesses unter Verwendung von hochfrequentem Strom

Um sich zunächst im Allgemeinen einem Gewebefusionsprozess zu nähern, ist es sinnvoll einen schon vorhandenen und funktionsfähigen Prozess zu studieren. Hierfür steht dieser Arbeit ein medizintechnisches Gewebefusionsgerät (ForceTriad™ – Covidien, Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA) zu Verfügung, welches neben anderen, erwerbbaren Applikationssystemen den Stand der Technik im Bereich der Hochfrequenz Chirurgie darstellt. Der Generator bietet neben monopolarer auch bipolare Gerätetechnik an, wobei der spezielle LigaSure™ (produktspezifischer Name des Bipolarmodus) Bipolarmodus bei der Versiegelung von Blutgefässen, Lymphgefäßen und allgemeinen Gewebebündel verwendet wird [77]. Dieser LigaSure™ Bipolarmodus dient dieser Arbeit als Grundlage, die Gewebefusion an Arterien (*arteria carotis* vom Schwein) zu untersuchen und hauptsächlich den prozesstechnologischen Aspekt zu verstehen.

In der Literatur wird bezüglich der Prozessführung des LigaSure™ Bipolarmodus von Riegler et al. [50] eine Zusammenfassung (Zusammenfassung von Informationen aus dem Benutzerhandbuch sowie publizierter Arbeiten) der prozesstechnischen Größen gegeben. Darin wird beschrieben, dass der Generator für die Gefäßfusion Spannungen zwischen 40V – 150V, sowie Leistungen zwischen 80W – 140W erzeugt. Weiterhin wird erklärt, dass der Prozess über die Impedanz (elektrischer Widerstand) geregelt wird (feedbackgesteuert), wobei der elektrische Gewebewiderstand mit einer Frequenz von 200Hz erfasst wird. Bezüglich des Kriteriums zur Prozessbeendigung soll laut dieses Reviews der Energieeintrag verantwortlich sein. In Hinblick auf die Gewebetemperatur während des Prozess beschreiben Campbell et al. [7] einen Temperaturanstieg (gemessen durch Thermografie) bis auf 100°C an der Instrumentenspitze. Das Temperaturmaximum zwischen den Zangenbranchen wird mit 80°C angegeben, wobei sich anschließend die Temperatur auf ein niedrigeres Niveau einstellt. Für die Bewertung der Fusionsgüte geben Kennedy et al. [29] eine Berstdruckfestigkeit für Arterien von 738±237mmHg an. Richter et al. [49] können diese

Berstdruckfestigkeit für Arterien mit 856±102mmHg bestätigen. Des Weiteren nennen Richter et al. [49] eine mittlere Prozesszeit für Arterien von 4s – 5s.
Eine genaue, detaillierte Prozessbeschreibung hinsichtlich der Darlegung der elektrischen Prozessgrößen sowie Steuer- bzw. Regelgrößen ist in der Literatur nicht zu finden.

## 2.1. Material und Methoden

Das Kapitel Material und Methoden beschreibt die Planung, Umsetzung und Anwendung von den für die Untersuchung des Gewebefusionsprozesses mit hochfrequentem Strom notwendigen Versuchsaufbauten. Ein Teil der Versuchsaufbauten sind Neukonstruktionen, welche auf die entsprechende Zielerfüllung abgestimmt und ausgelegt sind. Zusätzlich ist die Integration bereits vorhandener Messinstrumentarien ein wichtiger Teil für einen funktionsfähigen Laborversuchsstand. Neben diesen technischen Entwicklungen und Definitionen wird ebenso die Beschaffung und Handhabung des für die Versuche notwendigen Probenmaterials erläutert. Das Probenmaterial und die Präparationsprozedur stellen die Basis der Versuchsvergleichbarkeit dar und müssen somit definiert und konstant gehalten werden. Bezüglich der Versuchsplanung und -durchführung sind jeweils die Vorgehensweisen als auch deren Begründung ausführlich dargelegt.

### 2.1.1. Vorstellung des ForceTriad™ Generators zur Erzeugung von Gewebefusionen durch Verwendung von hochfrequentem Strom

Der ForceTriad™ Generator ist in Abbildung 8 gezeigt, wobei der Bipolarmodus für die Gewebefusion durch das Bedienfeld 3 eingestellt werden kann. Ist dieses Bedienfeld durch den Touchscreen angewählt und gleichzeitig ein Instrument in die dafür vorgesehenen Buchsen eingesteckt, so sind die beiden anderen Bedienfelder inaktiv. Der Bipolarmodus ist ausschließlich in seiner Leistungsstufe (drei grüne Felder im Display) einstellbar. Laut Hersteller sowie Schulungspersonal des Produkts ist die mittlere Leistungsstufe für die Gefäßversiegelung zu benutzen. Entsprechend ist für die hier beschriebenen Untersuchungen ausschließlich Leistungsstufe 2 gewählt worden. Durch eine Steckerkodierung des jeweiligen Instruments ist der Prozessregelung das angeschlossene

Gerät bekannt. Wird ein Instrument mit dem codierten Stecker an den Generator angeschlossen und durch das Drücken des Fußschalters bzw. Handschalters der spezifische Prozess ausgelöst, fließt ein hochfrequenter Wechselstrom (470kHz) von einer Zangenbranche durch das Gewebe zur gegenüberliegenden. Durch den hochfrequenten Strom wird die für eine Gewebefusion benötigte thermische Energie im Gewebe generiert.

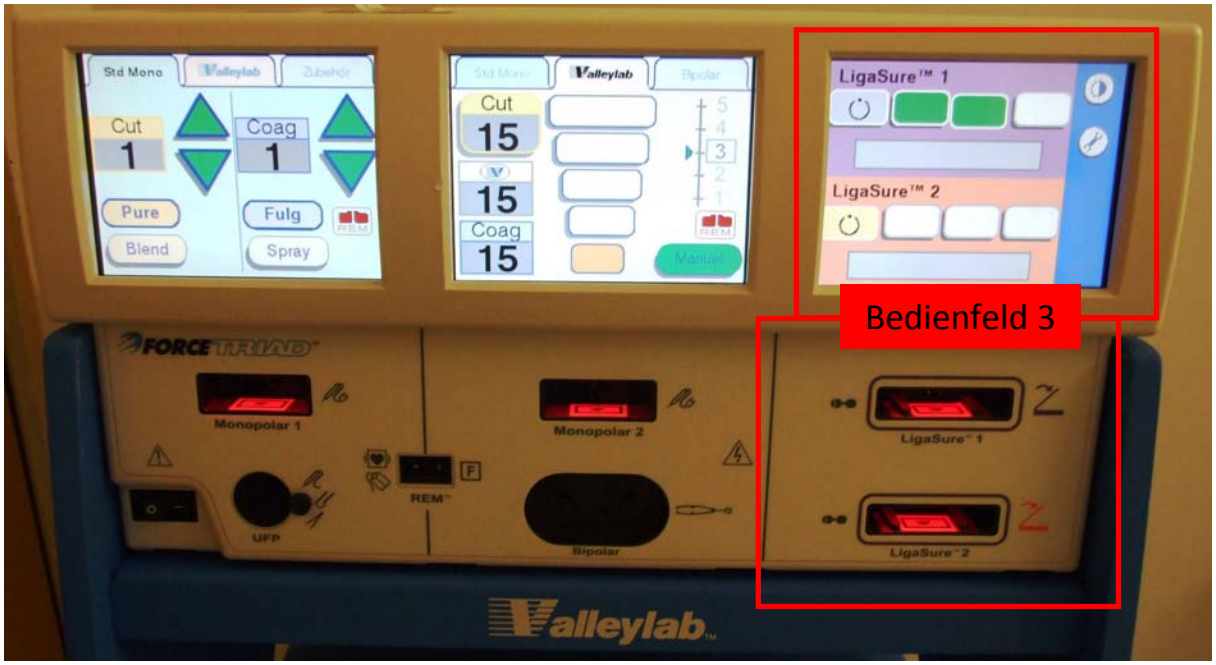


**Abbildung 8: ForceTriad™ Generator des Herstellers Covidien (Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA). Das rechte Bedienfeld unterstützt den LigaSure™ Prozess zur Gefäßversiegelung. Hierbei ist die Leistungsstufe auf ein mittleres Niveau eingestellt (zwei grüne Felder). Unter dem Bedienfeld sind zwei Steckerbuchsen für die entsprechenden Instrumente integriert.**

Das Codieren der Stecker ist durch die unterschiedlichen Anforderungen an das jeweilige Instrument begründet (instrumentenspezifischer Prozess). Zwei Instrumente zur Gewebefusion (im Besonderen Gefäßversiegelungen) sind nachfolgend dargestellt. Dabei zeigt Abbildung 9 das LigaSure Impact™ Instrument (Covidien – Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA), welches für offene chirurgische Einsätze konzipiert ist. Dieses ist ein Einmalinstrument und wird nach der jeweiligen Operation entsorgt. Im Gegensatz dazu zeigt Abbildung 10 das sterilisierbare, wiederverwendbare Gewebefusionsgerät LigaSure™ STD. Bei diesem Gerät können neue, sterilisierte Elektrodenpaare in die Zange eingesteckt werden, welche nach der Operation entsorgt werden. Das Handstück hingegen ist autoklavierbar.

Anfänglich stand dieser Arbeit ausschließlich der Stecker des LigaSure™ STD Instruments zur Verfügung, um diesen für die Kontaktierung des Laboraufbaus mit dem Generator zu benutzen. Später wurde zusätzlich das komplette LigaSure Impact™ Instrument bereitgestellt. Die Zange des LigaSure™ STD Instruments wird in dieser Arbeit nicht verwendet.

**Abbildung 9: LigaSure Impact™ – Einmalinstrument für Gewebeversiegelung bei offenen chirurgischen Eingriffen. Konzipiert ist das Instrument für Blutgefäße bis 7mm Durchmesser, für Lymphgefäße und allgemeine Gewebebündel. Zusätzlich dargestellt ist die optische Codierung am Stecker.**

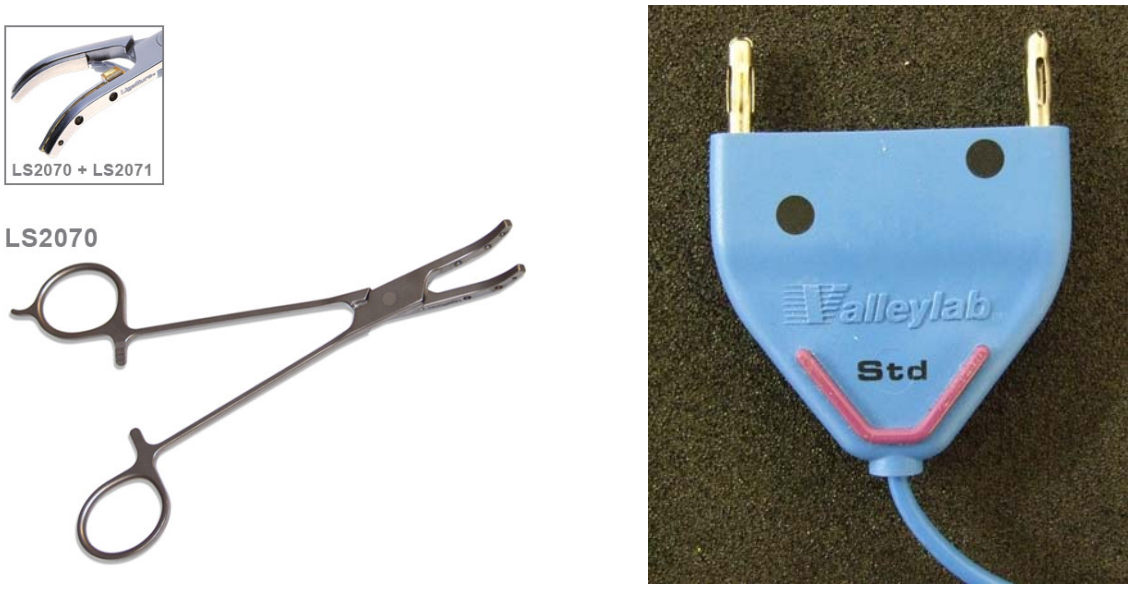


**Abbildung 10: LigaSure™ STD – Einmalinstrument für Gefäßversiegelung bei offenen chirurgischen Eingriffen [80]. Konzipiert ist das Instrument für Blutgefäße bis 7mm Durchmesser, für Lymphgefäße und allgemeine Gewebebündel. Zusätzlich dargestellt ist die optische Codierung am Stecker.**

Das LigaSure Impact™ Instrument ist ein sog. „Seal & Cut“ Instrument. Dies beschreibt die Fähigkeit eine dichte Gefäßversiegelung zu generieren sowie direkt im Anschluss die Möglichkeit zu haben, das fusionierte Gewebe mittig mit einem integriertem Messer zu durchtrennen. Dadurch entstehen zwei verschlossene Gefäßenden. Diese Funktion der Versiegelungsteilung ist im LigaSure™ STD Gerät nicht vorgesehen. Beide dargestellten Instrumente sind nicht ausschließlich für Blutgefäßfusionen (bis zu einem Durchmesser von 7mm) konzipiert, sondern decken ebenfalls den Bereich der Lymphgefäße und allgemeinen Gewebebündel ab [77]. Die Anwendung und Handhabbarkeit dieser Instrumente während einer Operation ist denkbar einfach und sicher. Der Arzt positioniert das zu versiegelnde Blutgefäß zwischen die Zangenbranchen (Positionsmarkierungen vorhanden), schließt die Branchen mittels der Zangenmechanik bis diese einrastet und startet den Prozess wahlweise über den Fußschalter oder dem Schalter direkt am Instrument. Während des Fusionsprozesses (durchschnittlich ca. 3s bis 7s) sind keine Handlungen bzw. Aktionen des Anwenders notwendig. Nach dem Prozess erhält der Bediener ein akustisches Versiegelungsbewertungssignal vom Generator. Ist dieses positiv, so kann der Anwender das Messer zum Teilen der Versiegelung betätigen oder direkt die Zangenbranchen öffnen. Bei negativem Bewertungssignal muss der Anwender die Fehlermeldung im Display beachten und eventuell erneut einen Versiegelungsprozess starten. Im Allgemeinen kann der Anwender lediglich über die Auswahl des Instruments Einfluss auf den Versiegelungsprozess nehmen. Selbst die Wahl der Leistungsstufe (grüne Felder) über das Bedienfeld hat keine Auswirkungen auf die Prozessführung. Es wird vermutet, dass die Leistungswahl für eine spätere bzw. für eine neuere Softwareversion bereits implementiert wurde.

Um den Versiegelungsprozess nachvollziehen und verstehen zu können, müssen alle vorhandenen Prozessparameter (siehe Abbildung 11) zur Auswertung bzw. Bewertung berücksichtigt werden. Zu den HF spezifischen Größen zählen vor allem die elektrische Spannung und der elektrische Strom, welche direkt vom Generator bedient werden, um den Gewebefusionsprozess zu gestalten. Aus diesen zwei elektrischen Größen lassen sich sowohl die applizierte Leistung als auch der elektrische Widerstand (Impedanz) berechnen. Mittels der berechneten Leistung und der Prozesszeit kann der Energieeintrag ermittelt werden. Dieser Energieeintrag führt im Gewebe zu einer Temperaturänderung. Sowohl die Temperatur des Gewebes als auch die Flächenpressung (berechnet über die Druckkraft und

der Auflagefläche des Gewebes) auf das Gewebe sind die Größen, welche direkten Einfluss auf das Gewebe haben (alle anderen Prozessgrößen beeinflussen diese zwei Primärgrößen).

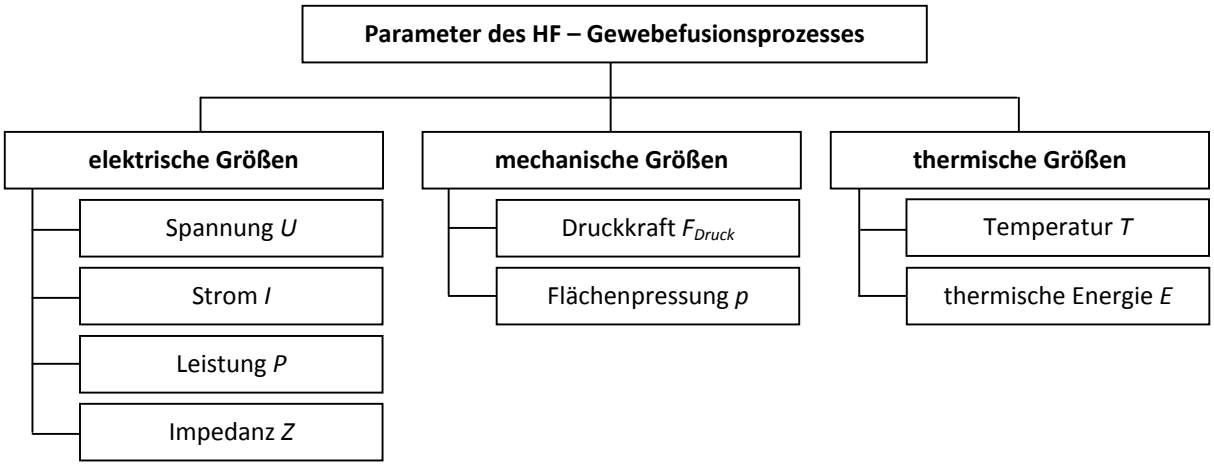


**Abbildung 11: Auflistung der physikalischen Größen, welche den HF – Gewebefusionsprozess prägen und beeinflussen.**

Die Prozessuntersuchung setzt voraus, dass eine messtechnische Aufnahme der beschriebenen Prozessgrößen ermöglicht wird. Das folgende Kapitel erläutert, wie der Fusionsprozess untersucht und wie die messtechnische Umsetzung für die verschiedenen Messgrößen umgesetzt wurde.

### 2.1.2. Aufbau eines Versuchsstandes zur Untersuchung des HF – Gewebefusionsprozesses

Die Untersuchung des Gewebefusionsprozesses des ForceTriad™ Generators wird mit einem Laboraufbau durchgeführt. Der Laboraufbau gewährleistet eine einfache Gewebepositionierung zwischen zwei Stahlelektroden (nichtrostender Stahl X5CrNi18-10), wobei die Konstruktion so ausgelegt ist, dass eine beliebige Druckkraft der beiden Elektroden aufeinander eingestellt werden kann. Es können dadurch unterschiedliche Bedingungen innerhalb eines Instruments simuliert werden. Des Weiteren werden Strom und Spannung während des Prozesses überwacht und aufgezeichnet. Aus diesen Größen lassen sich im Nachhinein die Leistung und die Impedanz errechnen. Als weitere wichtige, aber für den Generator sekundäre Prozessgröße, ist die Gewebetemperatur ebenfalls von

großer Bedeutung und muss zur Prozessbewertung herangezogen werden. Die nachfolgende, schematische Aufbaubeschreibung zeigt die einzelnen Komponenten, um die vorher beschriebenen Anforderungen für die Messtechnik erfüllen zu können (Abbildung 12).

Die Edelstahlelektroden des Laboraufbaus besitzen eine einfache rechteckige Geometrie und sind 80mm lang, 5mm breit und 1,5mm dick. Diese Geometrie ist abgeleitet aus der Geometrie und den Flächenverhältnissen des LigaSure Impact™ Instruments. So ergeben sich durch die Elektrodenbreite von 5mm ähnliche Gewebeauflageflächen wie beim Originalinstrument. Die Länge (80mm) und die Dicke (1,5mm) der Laborelektroden sind für den Prozessablauf bzw. für die elektrischen Eigenschaften nicht von Relevanz (Bestromung findet ausschließlich in der vom Gewebe bedeckten Fläche statt) und daher willkürlich festgelegt worden. Für den elektrischen Zusammenschluss der Laborelektroden mit dem Generator wird der Stecker samt Kabel des LigaSure Impact™ und des LigaSure™ STD Instruments vom eigentlichen Instrument getrennt. Von dem Kabel werden die zwei stromführenden Litzen freigelegt und mit Laborkabel verlängert. Mit Hirschmannklemmen können anschließend die Laborelektroden mit dem Generator verbunden werden und dienen somit für die kommenden Untersuchungen und Versuchsreihen als „Instrument“, bei dem der Anpressdruck variiert werden kann.

Für die messtechnische Aufnahme von Strom und Spannung während des Prozesses wird ein Speicheroszilloskop (Wavemaster 8600A, LeCroy), eine Strommesszange (CP030, LeCroy) und ein Differenzspannungstastkopf (19/SI-9002/SET, Yokogawa) verwendet. Die Strommesszange und der Differenzspannungstastkopf werden jeweils über einen 1MΩ Abschlusswiderstand an das Oszilloskop angeschlossen (Strommesszange auf CH2, Differenzspannungstastkopf auf CH3). Das Speicheroszilloskop besitzt eine begrenzte Speichertiefe von 4MPoints/Ch (wenn alle vier verfügbaren Kanäle belegt sind), was eine blockweise Messung des Prozesses erfordert. Der Prozess läuft maximal 12s lang und wird danach abgebrochen. Diese maximale Prozesszeit muss die Speichertiefe des Oszilloskops wiedergeben. Deswegen sind Messungen blockweise vorgesehen, bei denen jeweils 1ms mit 5MHz (ca. 10,6 Messpunkte pro Periode bei einer HF – Frequenz von 470kHz) abgetastet werden und im Anschluss eine Pause von 30ms vorgenommen wird. So erhält man eine Quasiabtastung von Strom und Spannung von ca.32,25Hz. Das Oszilloskop benötigt jedoch

für jeden neuen Messblock von 1ms einen neuen Triggerimpuls. Dazu ist über CH1 (50Ω Abschlusswiderstand) am Oszilloskop ein Funktionsgenerator angeschlossen, welcher ein Rechtecksignal mit 1MHz generiert. Dieses wird permanent an CH1 zur Verfügung gestellt. Der Trigger innerhalb des Oszilloskops ist als eine logische UND Verknüpfung von CH1 und CH4 definiert, wobei der Triggerimpuls zu dem Zeitpunkt ausgeführt wird, bei dem beide Kanäle (CH1 und CH4) das Level „High“ aufweisen. Auf CH4 ist dafür ein Delaygenerator angeschlossen, mit dem durch manuelles Drücken der „Execute“ Taste ein TTL (4V) Signal für 12s an CH4 am Oszilloskop geleitet wird. Somit fungiert der Delaygenerator als primäres Startsignal für die Aufzeichnung von Strom und Spannung. Der Funktionsgenerator auf CH1 gibt lediglich den Triggerimpuls für die jeweilige 1ms Messphase.

Zum Einstellen und Messen der Elektrodendruckkraft auf das Gewebe ist ein Kraftsensor (KD 140, ME-Messsysteme GmbH) im Aufbau implementiert. Dieser hat die Bauform eines Biegebalkens und gibt über Dehnungsmessstreifen eine Messspannung an die dazugehörige Software, welche direkt eine Umrechnung in eine Kraft vornimmt.

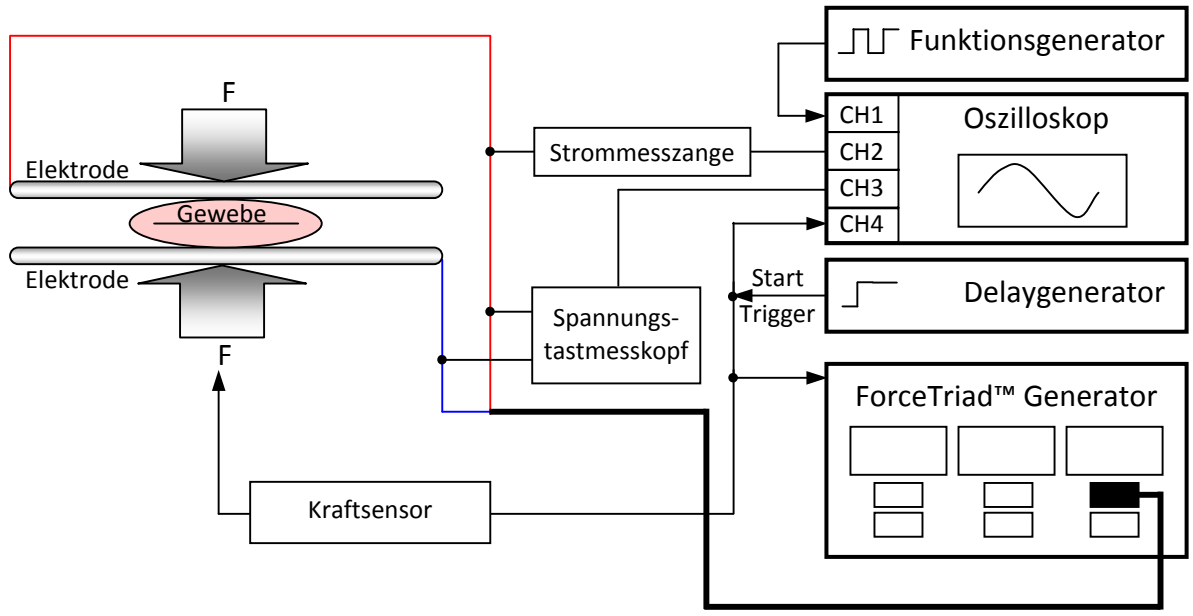


**Abbildung 12:** **Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Gewebefusion mittels hochfrequenten Stroms. Gezeigt ist die schematische Verkabelung der einzelnen Aufbaukomponenten und Gerätschaften zur Messung von Strom, Spannung und Druckkraft.**

In Abbildung 13 ist der Versuchsaufbau als Foto dargestellt, wobei die Laborelektroden das Zentrum des Aufbaus einnehmen. Das Elektrodenpaar (1 und 2) besteht aus einer unteren (2) und einer oberen (1) Elektrode. Beide Elektroden sind an einem aus PVC hergestellten Halter befestigt. Dies garantiert die elektrische Isolation zum metallischen Grundgerüst des Aufbaus. Die untere Elektrode und deren Kunststoffhalterung sind auf dem Kraftsensor (3) befestigt. Im Gegensatz dazu ist die obere Elektrodenhalterung an einer Verstelleinheit (4) montiert, welche in allen drei Raumrichtungen (X-, Y-, und Z-Achse) eine axiale Bewegung ermöglicht. Die Verstellmöglichkeiten in X- und Y-Richtung werden lediglich zur Feinjustage der oberen Elektrode verwendet. Es muss garantiert sein, dass die obere Elektrode genau parallel zur unteren Elektrode ausgerichtet ist. Die Druckkraft, welche das Gewebe komprimiert, wird durch die axiale Verstellung in Z-Richtung erzeugt. Manuell kann somit durch einen Spindelantrieb die obere Elektrode auf das Gewebe bzw. auf die untere Elektrode gedrückt werden. Die genaue Einstellbarkeit der Druckkraft ist durch das Auslesen des Kraftsensors gewährleistet. Abbildung 14 zeigt das Elektrodenpaar mit deren Halterung und den Kraftsensor im Detail.

In den Versuchsaufbau ist zusätzlich eine Thermokamera (CMT 256 M HS, Thermosensorik GmbH) integriert, sodass eine thermografische Aufnahme des Fusionsprozesses durchgeführt werden kann. Ziel der Kameraintegration ist die Aufnahme der Prozesstemperatur, welche entscheidend für einen positiven Gewebefusionsprozess ist. Die Thermokamera arbeitet mit einem 256 x 256 Pixel Chip, wobei durch die Verwendung eines Makroobjektives und eines zusätzlichen 30mm Distanzrings ein Bildausschnitt von ca. 7mm x 7mm beobachtet wird. Durch diese optischen Bedingungen ergibt sich eine laterale Auflösung von ca. 30µm. Die Temperaturverteilung während des Fusionsprozesses kann somit örtlich und zeitlich dargestellt und ausgewertet werden. Zur Justage der Thermokamera wird diese zunächst auf die entsprechende Höhe eingestellt, sodass das Elektrodenpaar in Bildmitte positioniert ist. Anschließend muss die Kamera auf den richtigen Abstand zu den Elektroden gebracht werden. Dazu wird diese manuell verschoben, bis die Planflächen der Elektroden so scharf wie möglich abgebildet werden. Nun liegt der Fokus bzw. die Bildebene der Kamera direkt auf den vorderen Elektrodenplanflächen. Damit das Gewebe ebenfalls innerhalb der Bildebene der Thermokamera liegt, muss dieses im eingespannten Zustand bündig an den Vorderflächen der Elektroden abgeschnitten werden.

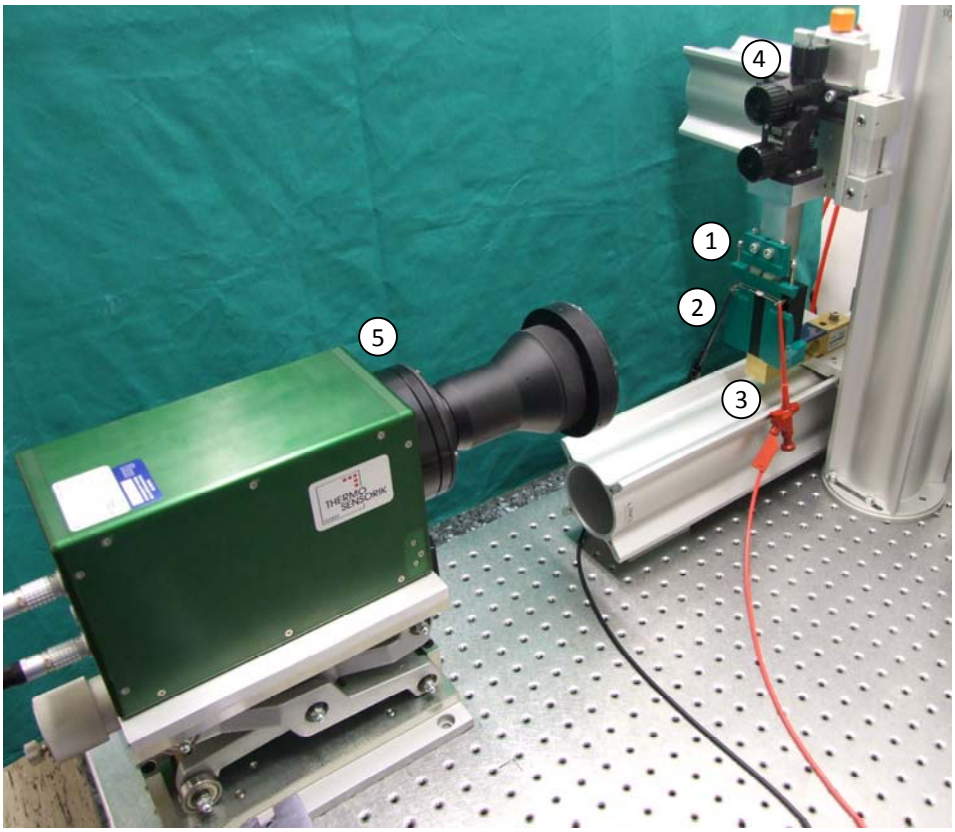


**Abbildung 13: Darstellung des Aufbaus der Laborelektroden mit Kraftsensor und Thermokamera**
1: Obere Elektrode mit PVC Halterung
2: Untere Elektrode mit PVC Halterung
3: Kraftsensor zur Messung der Druckkraft
4: X-Y-Z Achsen Manipulator zur Justange und Erzeugung der Druckkraft
5: Thermokamera zur Aufnahme der Gewebeprozesstemperatur

Weil die Thermokamera eine externe Triggerung nicht vorsieht, muss diese manuell kurz vor dem Fusionsprozess gestartet werden. Durch die Angabe der Bildaufnahmefrequenz und die Anzahl der aufzunehmenden Bilder wird die Gesamtaufnahmezeit definiert. Für die Untersuchungen in dieser Arbeit ist ausschließlich die maximale Bildaufnahmefrequenz von 880Hz verwendet worden. Ausgewertet wurden die Thermografien mit der produktspezifischen Software. Für die Thermografie ist über den gesamten Bildbereich eine Emissivität von 1 angenommen. Menschliche Haut weist eine Emissivität von 0,97 – 0,98 [27] auf. Dieser geringfügige Unterschied beeinträchtigt die Thermografie nicht (das zu fusionierende Gewebe zeigt in der Thermografie Absoluttemperaturen an). Die polierten Elektroden hingegen zeigen mit einer Emissivität von ca. 0,2 [78] einen wesentlich geringeren Wert und sind dadurch nur für Relativmessungen (Temperaturerhöhungen) geeignet.

Bezüglich der Thermografieauswertung ist dies nicht von Einfluss, da die Auswertung ausschließlich im Bereich des Gewebes vorgenommen wird.

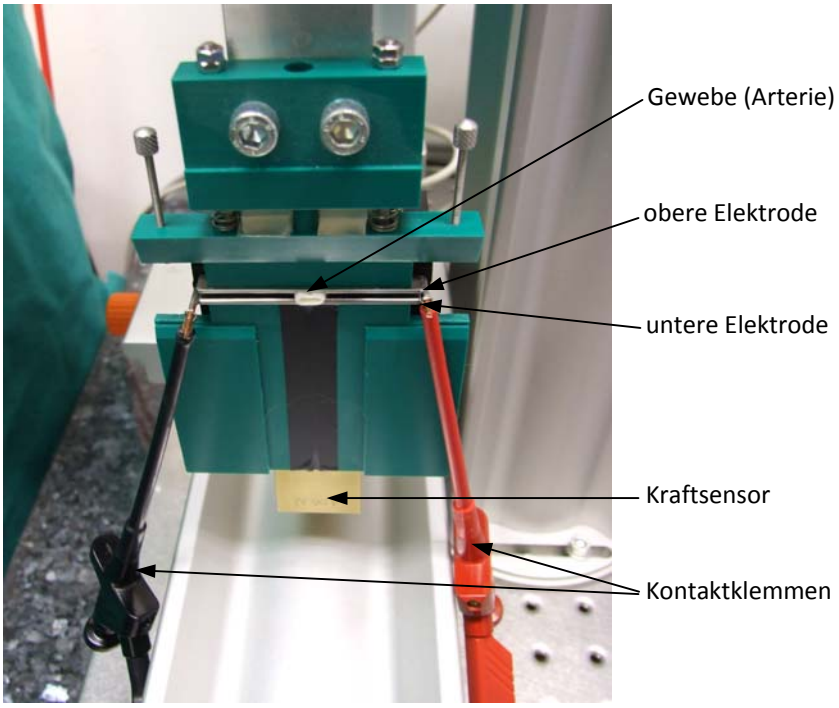


**Abbildung 14: Detaillierte Darstellung des Aufbaus der Laborelektroden. Gezeigt sind die obere und die untere Edelstahlelektrode sowie deren PVC-Aufnahmen. Kontaktiert sind die Elektroden mittels Hirschmannklemmen. Mittig zwischen den Elektroden ist die eingespannte Arterie zu erkennen.**

Der Komplettversuchsaufbau vereint die zeitsynchrone Aufnahme der elektrischen Größen des Fusionsprozesses sowie der Druckkraft, die auf das Gewebe wirkt. Einen Zeitversatz ergibt sich zu den Thermografiedaten, da diese Messung manuell gesondert gestartet werden muss. Der Temperaturverlauf wird im Nachhinein in der Datenaufbereitung zum Abschaltzeitpunkt des Generators (Abschaltzeitpunkt im Verlauf der elektrischen Größen gut zu erkennen) synchronisiert. Auf Grundlage dieser Prozessparameter soll der Gewebefusionsprozess untersucht und verstanden werden.

### 2.1.3. Aufbau eines Prüfstandes zur Untersuchung der Berstdruckfestigkeit von Blutgefäßen (*arteria carotis* vom Schwein)

Neben der grundsätzlichen Prozessuntersuchung gilt es mit Hilfe der Laborelektroden und der dadurch variabel einstellbaren Flächenpressung eine optimale Gewebekompression zu ermitteln. Es wird vermutet, dass die Flächenpressung ein wichtiger Prozessparameter

darstellt und die Güte der Versiegelung bzw. der Gewebefusion stark beeinflusst. Um eine Qualitätsbewertung und Festigkeitsbewertung der Fusionsstelle vornehmen zu können, muss ein Prüfverfahren definiert und ein entsprechender Messaufbau geplant und aufgebaut werden. Da in der Untersuchung der HF generierten Gewebefusionen ausschließlich Blutgefäße (*arteria carotis* der Spezies Schwein) verwendet werden, ist eine Prüfung der Berstdruckfestigkeit bzw. der Dichtigkeit der Versiegelung am sinnvollsten. Dieses Prüfverfahren beschreibt in der Medizin den Standard einer Dichtigkeits- und Druckprüfung [6]. Es wird somit geprüft, bei welchem Druck die Gefäßversiegelung aufplatzt bzw. undicht wird. Um einen Vergleichswert bzw. einen Richtwert der Mindestdruckfestigkeit von Arterien festzulegen, wird der systolische Blutdruck im menschlichen Körper herangezogen. Dieser wird bei medizinischen Untersuchungen mit 120mmHg (mm Quecksilbersäule) angegeben. Eine sichere Verbindung des Gewebes wird angenommen, wenn das dreifache des systolischen Blutdruck (360mmHg) erreicht ist. Dieser Mindestwert ist auch in den Untersuchungen von Kennedy et al. [29] beschrieben. Der Aufbau zur Prüfung der Berstdruckfestigkeit von Blutgefäßen ist in Abbildung 15 schematisch dargestellt. Die Druckbeaufschlagung innerhalb des Gefäßes wird durch einen steuerbaren Wasserdruck generiert. Der Vorteil gegenüber dem Medium Luft ist die Inkompressibilität von Wasser, sowie das direkte Erkennen von Leckagen (austretendes Wasser). Im Zentrum des Aufbaus steht ein geschlossener Behälter (4), welcher mit drei Zugängen bzw. Anschlüssen versehen und zu ca. 70% mit Wasser gefüllt ist. Zum einen ragt ein Steigrohr (5) mit einem Durchmesser von 10mm von außen in das Gefäß bis kurz vor dessen Boden. An diesem Steigrohr ist außen ein Schlauch (8) befestigt, welcher ca. 1m senkrecht in die Höhe führt und am Ende an einem Stativ befestigt ist. An diesem Schlauchende ist eine Schlauchtülle (7) integriert, welche es erlaubt ein Blutgefäß überzustülpen und mit einem Kabelbinder zu fixieren. Zum anderen ist an einem weiteren Anschluss des Behälters ein Drucksensor (MPX5100A, Motorola Inc.) angeschlossen. Dieser misst den Luftdruck innerhalb des Behälters. Das Auslesen erfolgt mittels eines LabVIEW Programmes. Der dritte Behälteranschluss ist mit dem hausinternen Luftdrucksystem (1) verbunden. Hier kann durch das Aufdrehen eines Drosselventils (2) Luft in den Behälter geleitet werden, wodurch der Druck innerhalb des Behälters erhöht wird. Mit einem Kugelhahn (3) kann das System entlüftet werden, sodass der Druck schlagartig auf Umgebungsniveau fällt.

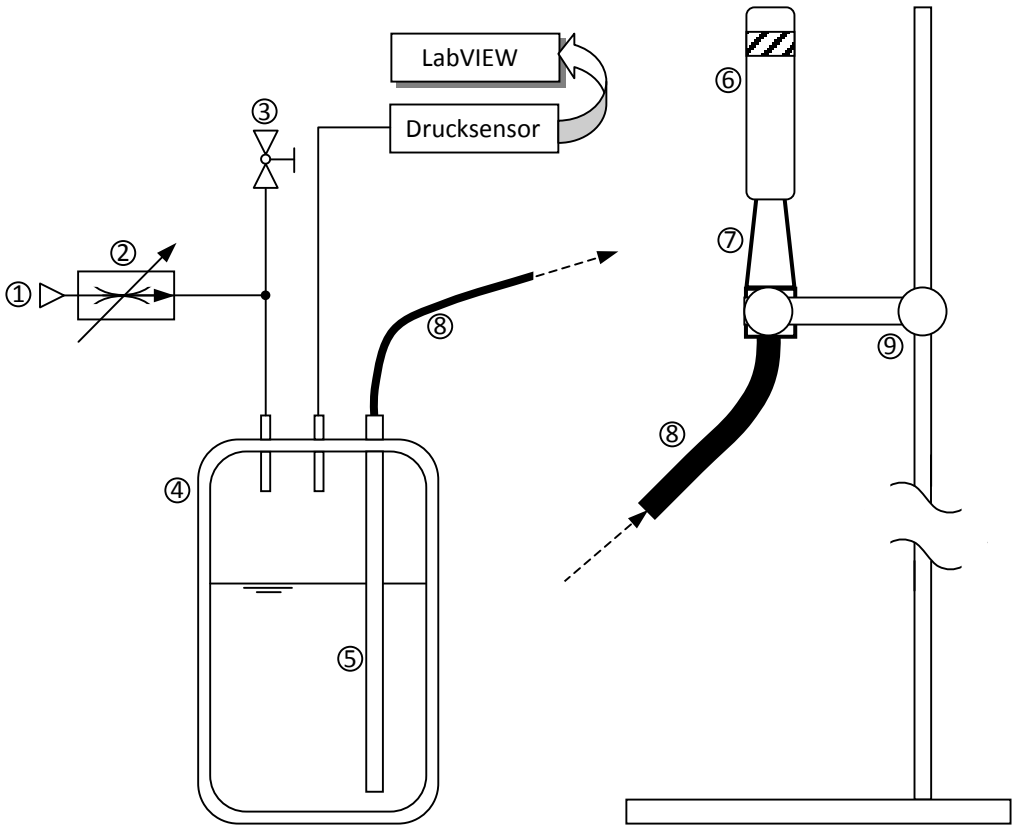


**Abbildung 15: Schematische Darstellung des Aufbaus zur Prüfung des Berstdrucks von Blutgefäßen**
1: Luftdruckquelle 2: Drosselventil 3: Kugelhahn zur Entlüftung
4: Druckbehälter 5: Steigrohr 6: Blutgefäß
7: Schlauchtülle 8: Schlauch 9: Stativ

Für einen Berstdruckversuch muss zunächst der Schlauch bis zur Schlauchtülle komplett mit Wasser befüllt werden (Systementlüftung). Dazu wird das Drosselventil nur so weit geöffnet, bis das Wasser im Schlauch den Höhenunterschied überwunden hat und bündig in der Schlauchtüllenöffnung steht. Im Behälter herrscht nun ein Druck, der die Summe aus dem Umgebungsdruck und der vorhandenen Wassersäule im Schlauch bildet. Das System ist somit entlüftet und das zu prüfende, versiegelte Blutgefäß kann über die Schlauchtülle gestülpt werden. Zur Fixierung des Blutgefäßes auf der Schlauchtülle wird ein Kabelbinder verwendet. Zum Start der Berstdruckprüfung wird zu erst die Datenaufnahme mittels des LabVIEW – Programms gestartet. Dieses setzt den vorhanden Druck (entstanden durch den Entlüftungsprozess) zurück auf den Umgebungsdruck und beginnt mit der Aufnahme des Drucks und der Zeit. Durch weiteres Öffnen des Drosselventils steigt der Druck innerhalb des Behälters und drückt das Wasser weiter durch das Steigrohr, durch den Schlauch und letztendlich in das Blutgefäß. So steigt der Druck im Blutgefäß und simuliert

dadurch die Belastung eines Gefäßes zu *in vivo* Bedingungen. Der Druck wird bis zum Bersten bzw. Platzen des Blutgefäßes stetig erhöht. Geschieht dies, wird sofort das Entlüftungsventil (Kugelhahn) geöffnet und die Datenaufnahme der Software gestoppt. Abbildung 16 zeigt den Druckbehälter (1) und dessen Anschlüsse. Das Steigrohr ist mit Schlauch Nr. 2 verbunden und führt das Wasser zum Blutgefäß, welches ca. 1m über dem Druckbehälter an einem Stativ fixiert ist (siehe Abbildung 17). Schlauch Nr. 3 ist mit dem hausinternen Druckluftsystem verbunden und erzeugt beim Öffnen des Drosselventils eine Druckerhöhung. Der Drucksensor ist an Schlauch Nr. 4 angeschlossen. Position Nr. 5 zeit den Kugelhahn zur Systementlüftung. Abbildung 17 zeigt eine auf der Schlauchtülle fixierten Arterie vor der Berstdruckprüfung. Bezüglich des Drucksensors ist hinzuzufügen, dass dieser bis zu einer maximalen Signalspannung von 5V arbeitet was zu einer maximalen Druckanzeige von ca. 700mmHg führt. Bei diesem Druckniveau ist der Sensor in Sättigung.

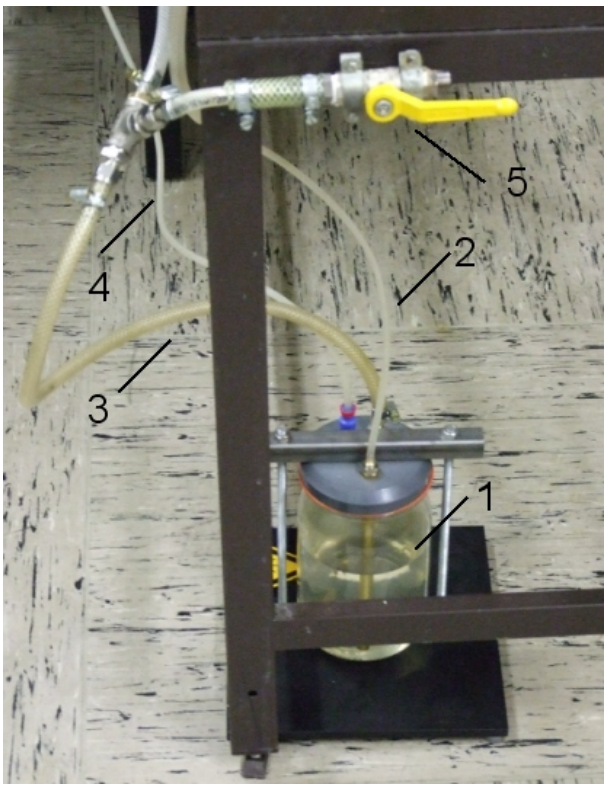


**Abbildung 16: Darstellung des Druckbehälters zur Erzeugung des Berstdrucks der Blutgefäße**
1: Druckbehälter
2: Wasserschlauch
3: Luftdruckschlauch
4: Drucksensorschlauch
5: Kugelhahn

**Abbildung 17: Darstellung eines versiegelten Blutgefäßes vor der Berstdruckprüfung**

### 2.1.4. Versuchsproben (*arteria carotis* und *colon* vom Schwein) und deren Präparation

Um den Gewebeversiegelungsprozess des ForceTriad™ Generators zu untersuchen muss festgelegt werden, welche Gewebeart für die Versuche verwendet wird. Der ForceTriad™ Generator mit dem implementierten LigaSure™ Prozess und den dazugehörigen Instrumenten (z.B. LigaSure Imapact™) ist primär zum Versiegeln von Blutgefäßen konzipiert. Deswegen werden für die Untersuchung des Prozesses in dieser Arbeit Arterien von der Spezies Schwein (deutsche Landrasse, ca. 1 Jahr alt und 120kg schwer) verwendet. Die Versuchsreihen werden aufgrund der Vereinfachung und der Handhabung nicht *in vivo* sondern mit schlachtfrischem Probenmaterial in einer Laborumgebung durchgeführt. Dies lässt im Vorfeld auf eine möglicherweise hohe Anzahl von benötigten Blutgefäßen schließen. Folglich muss ein Weg gefunden werden, der einen einfachen Zugang zu dem Probenmaterial gewährleistet. Dazu bietet sich das Herauspräparieren der *arteria carotis* vom Schwein aus dem sog. Geschlinge (siehe Abbildung 18) an. Das Geschlinge ist der Gewebeverbund von Zunge, Luft- und Speiseröhre, Herz, Lunge und Leber und wird im Schlachtprozess komplett im zusammenhängenden Zustand dem Körper des Schweins entnommen. Das Probenmaterial (*arteria carotis*) ist im umliegenden Gewebe von Luft- und Speiseröhre zu finden. Für diese Art der Probenbeschaffung standen zwei Landmetzgereien (Metzgerei Bühler in Altheim, Metzgerei Laible in Langenau) mit hauseigener Schlachtung zur Verfügung. Freundlicherweise war es möglich, am Schlachttag (Montag) persönlich vor Ort zu sein und direkt aus dem Schlachtprozess die Geschlinge zur Entnahme der Blutgefäße zu erhalten. Die Arterienentnahme aus dem Geschlinge erfolgte ca. 10 – 15 Minuten nach dem Tod des Tieres.

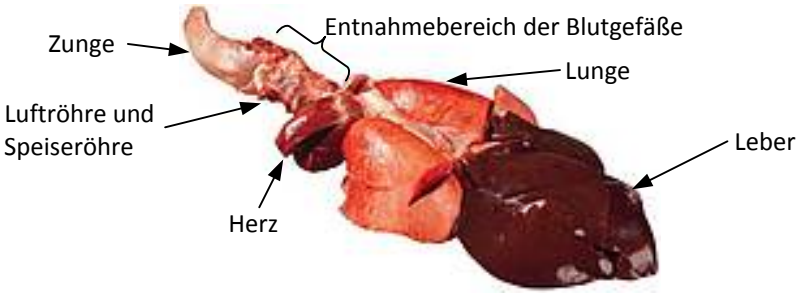


**Abbildung 18: Geschlinge vom Schwein. Verbund von Zunge, Luft- und Speiseröhre, Herz, Lunge und Leber [79]**

Die entnommenen Arterienstücke werden direkt in NaCl 0,9% Nährlösung und auf Eis gelagert. Dadurch soll der schlachtfrische Zustand so gut wie möglich konserviert werden. Nach dem anschließenden Transport des Probenmaterials zum Institut werden umgehend die Versuchsreihen gestartet, welche sich über mehrere Stunden verteilen. Während der Zeit der Versuchsdurchführungen sind die übrigen Proben weiterhin in der Nährlösung und auf Eis gelagert.

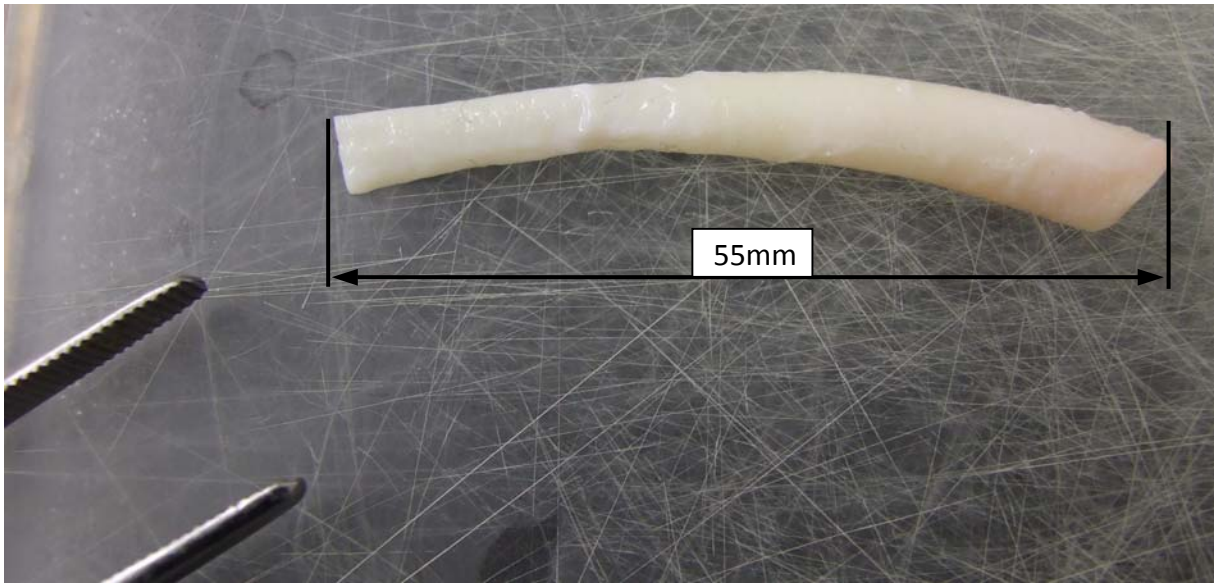


**Abbildung 19: Arterienprobenstück vom Schwein. Das Probenstück weist eine Vergrößerung des Durchmessers von links nach rechts auf. Durch die Teilung des Probenstücks in drei Teile, können diese in die jeweilige Größenklasse eingeordnet werden.**

Um einen Technologietransfer von der Fusion des Arteriengewebes hin zur Fusion von Darmgewebe (siehe Aufgabenstellung – Fokus der Gewebefusion an Arterien und Dickdarm) durchzuführen, ist es ebenso wichtig, die Frage der Probenbeschaffung zu klären. Hierzu sollen Teile des Krausedarms der Spezies Schwein (deutsche Landrasse, ca. 1 Jahr alt und 120kg schwer) herangezogen werden. Der Krausedarm des Schweins ist bezüglich der physiologischen Funktion und der anatomischen Struktur vergleichbar mit dem Dickdarm (*Intestinum crassum*) des Menschen und kann deshalb für Vergleichsstudien verwendet werden. In der folgenden Abbildung 20 ist der Verdauungstrakt der Spezies Schwein schematisch dargestellt. Darauf ist zu erkennen, dass der Krausedarm zwischen dem engen Darm (vgl. Dünndarm bzw. *Intestinum tenue* des Menschen) und dem Mastdarm (vgl. Mastdarm bzw. *Rectum* des Menschen) liegt.

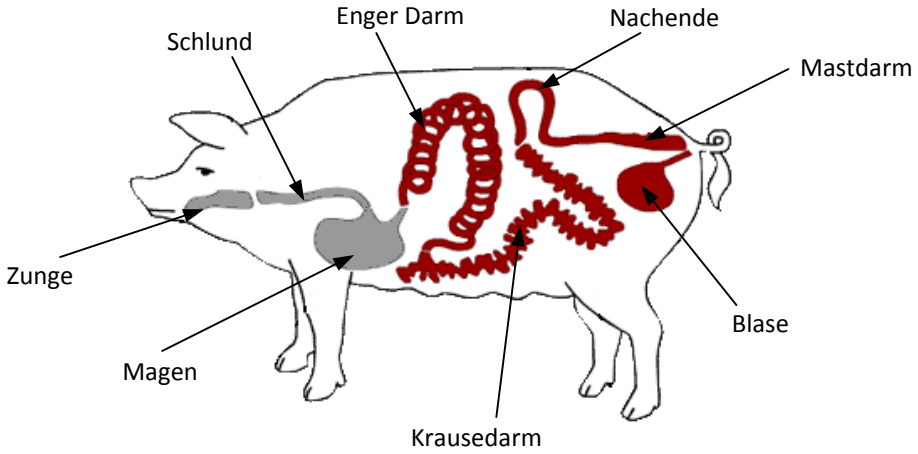


**Abbildung 20: Schematische Darstellung der Verdauungsorgane der Spezies Schwein [81].**

Wie bei der Beschaffung der Arterien waren die Landmetzgereien Bühler (Altheim) und Laible (Langenau) bereit, schlachtfrischen Krausedarm bereit zu stellen. Dieser wird nach dem Öffnen des Schweins zusammen mit den anderen Darmteilen und dem Magen aus dem Körper des Schweins entnommen. Direkt anschließend wird aus dem Krausedarm ein ca. 1m – 1,5m langes Stück herausgeschnitten, dieses mit Wasser gefüllt und dadurch entleert. Das entleerte Darmstück wird während des Transports und der Versuchsreihendauer in seiner „eigenen Flüssigkeit“ auf Eis gelagert. Die Lagerung des Darmgewebes in der eigenen Flüssigkeit garantiert, im Gegensatz zu der Lagerung in NaCl 0,9%, ein Beibehalten der nativen Struktur. Die Lagerung in NaCl 0.9% zeigt bei Dickdarmgewebe ein Aufschwemmen des Gewebes (Einlagerung der Nährlösung im Gewebe). Dies hätte starken Einfluss auf die Versuchsergebnisse und muss vermieden werden. Bevor die Dickdarmproben im Versuch verwendet werden, werden diese vom umliegenden Bindegewebe befreit. Anschließend wird der Dickdarm längs aufgeschnitten, damit aus einer tubusförmigen Gewebegeometrie eine rechteckige, flächige Geometrie entsteht. Daraus können die für die Versuche benötigten Gewebestreifen geschnitten werden. Die Abmaße dieser Gewebestreifen beträgt ca. 30mm in der Länge und ca. 8mm in der Breite. Die Gewebedicke ist jeweils durch die Wandstärke des Dickdarms definiert (von 0,5mm bis 1,2mm). Das Dickdarmprobenmaterial ist nachfolgend in Abbildung 21 exemplarisch gezeigt. Für die Verwendung der zwei Gewebestreifen im Versuch werden immer die beiden Außenflächen aufeinander gelegt.

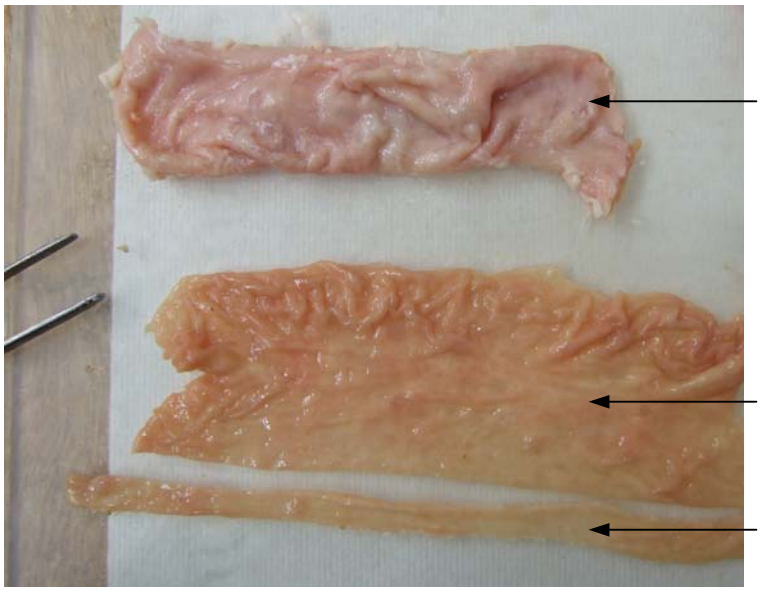
Stück des Schweinedickdarms
Längs geöffneter Schweinedickdarm. Sicht der Lumeninnenwand (*Mucosa*)
Dickdarmgewebestreifen für die Versuchsproben (Ablängen des Gewebestreifen noch nicht erfolgt)

**Abbildung 21: Dickdarmprobenmaterial der Spezies Schwein (Teil des Krausedarm)**

### 2.1.5. Planung und Durchführung von Versuchsreihen

Zur Untersuchung der Arbeitsweise und des technologischen Fusionsprinzips des ForceTriad™ Generators sind vier Versuchsreihen geplant. Diese sollen Aufschluss bezüglich des Einflusses der Flächenpressung auf den Prozess geben und die grundlegende Arbeitsweise des Generators sichtbar machen. Hierzu werden Strom und Spannung gemessen, woraus dementsprechend die applizierte Leistung und Impedanz berechnet werden können. Als weitere Untersuchung gilt es, die Prozessunterschiede bezüglich der verschiedenen uns vorliegenden Instrumente darzustellen. Die vierte Versuchsreihe zielt auf den ersten Fusionstest von Dickdarmgewebe. Es soll die Frage untersucht werden, in welchem Maße der ForceTriad™ Prozess das Dickdarmgewebe verbinden kann und wie sich entsprechend dazu die elektrischen Größen verhalten.

Die Auswertung bzw. das Arbeiten mit den gemessenen Wechselstrom- und Wechselspannungsrohwerten wird mit der Software „Matlab 7.9 R2009b“ durchgeführt. Aufgrund des Messaufbaus und der begrenzten Speichertiefe des Oszilloskops (siehe Beschreibung Kapitel 2.1.2) sind die Prozessmesswerte in Segmente eingeteilt. Jedes Segment (Dauer 1ms) nimmt 5000 Rohmesswerte der Spannung und des Stroms auf. Zwischen jedem Segment sind jeweils 30ms Messpause, damit die begrenzte maximale Oszilloskopspeichertiefe zur Auflösung des gesamten Prozesses reicht. Für die Auswertung bzw. Darstellung der elektrischen Größen müssen aus den Wechselstrom- und

Wechselspannungsrohwerten die jeweiligen Effektivwerte berechnet werden. Diese Effektivwertberechnung wird für jedes einzelne Segment vorgenommen und ergibt somit einen Wert pro Segment. Die Effektivwertberechnung wird wie folgt durchgeführt und zeigt die Quadratwurzel aus dem Mittelwert der quadrierten Einzelwerte für die definierte Zeitspanne von 1ms ([61] S.99).

Spannungseffektivwert $U_{eff} = \sqrt{\overline{u^2(t)}}\ dt$ ; u = einzelner Spannungsrohwert Gl.1

Stromeffektivwert $I_{eff} = \sqrt{\overline{i^2(t)}}\ dt$ ; i = einzelner Stromrohwert Gl.2

Diese Messtechnik und Effektivwertberechnung generiert eine Strom- und Spannungsabtastung des Fusionsprozesses von ca. 32,25Hz, welche zur Darstellung und Bewertung der Messwerte genügt. Die Leistung ist durch das Produkt der Effektivwerte von Strom und Spannung gegeben ([61] S.107).

Leistungseffektivwert $P_{eff} = U_{eff} \cdot I_{eff}$ Gl.3

Über den Quotienten aus Spannungseffektivwert und Stromeffektivwert wird der jeweilige Impedanzwert zum entsprechenden Zeitpunkt berechnet ([61] S.267).

Impedanz $Z = \frac{U_{eff}}{I_{eff}}$ Gl.4

Der Fusionsprozess kann somit bezüglich seiner elektrischen Eigenschaften und zeitlichen Verlaufs, überwacht, aufgenommen und dargestellt werden. Mit Hilfe der Auswertungssoftware (Matlab 7.9 R2009b) ist das weitere Arbeiten und Verwerten der Daten in vielfältiger Form möglich.

**Versuchsreihe 1 – Untersuchung der elektrischen Prozessgrößen**

Diese erste Versuchsreihe zielt auf die grundlegende Untersuchung der Arbeitsweise des ForceTriad™ Generators ab. Über das Monitoring der elektrischen Größen Strom und Spannung, sowie der daraus resultierenden Größen Leistung und Impedanz, sollen Rückschlüsse gezogen werden, wie sich biologisches Gewebe grundsätzlich bei der Fusion verhält.

Für diese Versuchsreihe wird der Versuchsaufbau (beschrieben in Kapitel 2.1.2) mit dem LigaSure Impact™ Instrument anstelle der Laborelektroden verwendet und es werden ausschließlich Arterien (*arteria carotis*) der Spezies Schwein für die Gewebefusion benutzt. Insgesamt umfasst die Versuchsreihe 60 Versuche und stellt damit eine hohe Anzahl von Gewebefusionen zur Untersuchung des Prozesses dar. Die elektrische Kopplung des Generators mit dem LigaSure Impact™ Instrument wurde wechselweise mit dem eigenen Instrumentenstecker (LigaSure Impact™) und dem des LigaSure™ STD Instruments (dem Generator wird der Anschluss des LigaSure™ STD Instruments simuliert) umgesetzt. Dies soll einen möglichen Regelungsunterschied des Generators feststellbar machen. Um die unterschiedlichen Arteriengeometrien in der Prozessbeurteilung und Fusionsgütebewertung zu berücksichtigen, wurden Größenklassen definiert. Diese Größenklassen beziehen sich auf den Außendurchmesser des Blutgefäßes, welcher mittels einer Zylinderlehre (Bohrungen bestimmter Durchmesser in einer PVC Platte) bestimmt wurde. Die Abstufungen der jeweiligen Größenklassen sind nachfolgend in Tabelle 2 aufgelistet. Hierbei basieren die Größenklassen „groß“, „mittel“ und „klein“ auf der Herstellerangabe, um eine sichere Gewebefusion bis zu einem Durchmesser von 7mm [77] durchführen zu können. Die Unterteilung dieses Bereiches von 0mm bis 7mm Durchmesser in drei Untergruppen ist ein Kompromiss zwischen der Berücksichtigung der unterschiedlichen Geometrien und dem sich daraus ergebenen Versuchsumfang. Je mehr Gruppen definiert werden, desto mehr Versuche sind insgesamt für ein aussagefähiges Ergebnis notwendig.

**Tabelle 2: Einteilung der Arterienkaliber in Größenklassen**

| Größenklasse | groß | mittel | klein |
|---|---|---|---|
| Durchmesser [mm] | 7 > D > 5,5 | 5,5 > D > 3,5 | D < 3,5 |

Eine genaue Planung der Versuchsabfolge konnte nicht erstellt werden, da an jedem Versuchsdurchführungstag mit dem aus dem Schlachtprozess entnommenen Arterienmaterial gearbeitet werden musste. Im Vorfeld war nie eine genaue Anzahl an Proben bekannt oder garantiert. So ergab sich die tagesabhängige Versuchsabfolge, nachdem die Einsortierung der Proben in die Größenklassen durchgeführt wurde. Die Versuchsdurchführung beinhaltet primär die Präparation der Blutgefäße (Entfernen von Bindegewebe) und das komplette Einsortieren aller vorhandenen Arterienprobenstücke in die Größenklassen. Für die einzelnen Versiegelungsprozesse sind dann abwechselnd Proben aus unterschiedlichen Größenklassen verwendet worden. Das jeweilige Probenstück wurde aus der Nährlösung entnommen, leicht trocken getupft und zwischen die Branchen des Instruments gespannt. Für diese Versuchsreihe sind ausschließlich Arterien der Größenklasse „groß“ und „mittel“ verwendet worden. Der Wechsel der zwei Instrumentenstecker erhöht die Anzahl der Versuchsblöcke dieser Versuchsreihe auf vier. So ergibt sich eine Anzahl von 15 Versuchen (15 Versuche für jede Mittelwertbildung) pro Versuchsblock.
Gestartet (Start des ForceTriad™ Generators sowie das zeitsynchrone Starten der Parameteraufnahme durch das Oszilloskop) wurde jeder Versuch durch das Auslösen des Triggersignals (Delaygenerator). Nach Beendigung des Prozesses wird ein akkustisches Signal zur Fusionsbewertung ausgegeben (fehlerfreies oder fehlerhaftes Fusionieren). In dieser Versuchsreihe sind ausschließlich positive Prozessbewertungen vom Generator erzeugt worden.

**Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Einflusses der Gewebeflächenpressung auf die Berstdruckfestigkeit bei Berücksichtigung der Gewebetemperatur (Thermografie)**

Nach der ersten Versuchsreihe, in der das Verhalten der elektrischen Größen während des Prozesses untersucht wurde, zielt diese zweite Versuchsreihe auf die Variation der Gewebeflächenpressung (Druckkraft pro Fläche) und den Einfluss auf die Güte der Gewebefusion. Es soll explizit ermittelt werden, ob ein optimales Prozessfenster für die Gewebeflächenpressung existiert oder ob dieser Parameter auf die Fusionsgüte einen vernachlässigbaren Einfluss hat. Zur Durchführung dieser Versuche wird der in Kapitel 2.1.2 beschriebene Aufbau mit den dafür konzipierten Laborelektroden verwendet (manuelle Einstellung der Druckkraft kurz vor dem Prozess). Zur Bewertung der Fusionsgüte wurde

jeweils die Berstruckfestigkeit direkt im Anschluss des Prozesses geprüft. Die Druckkraft wurde in 7 Stufen variiert, welche nachfolgend in Tabelle 3 aufgelistet sind.

**Tabelle 3: Stufen der Druckkraftvariation**

| Druckkraft [N] | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 10 | 15 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |

Für diese Versuchsreihe wurden ausschließlich Arterien (*arteria carotis*) der Spezies Schwein verwendet. Insgesamt umfasst die Versuchsreihe 131 Proben. Korrelierend zur ersten Versuchsreihe wurden die Arterien ebenfalls in die beschriebenen Größenklassen eingeteilt. Bezüglich der Probenpräparierung wurde wie in Versuchsreihe 1 vorgegangen. Die elektrische Kopplung des Generators mit den Laborelektroden wurde mit dem LigaSure™ STD Stecker umgesetzt. Dies ist damit begründet, dass zum Zeitpunkt dieser Versuchsreihe kein anderes LigaSure™ Instrument samt Stecker vorhanden war. Dem Generator wird somit der Anschluss des LigaSure™ STD Instruments suggeriert.

Neben dem Monitioring der elektrischen Prozessgrößen über das Oszilloskop wurde zusätzlich die Gewebetemperatur mit der Thermokamera über den Prozess aufgenommen. Die Integration in den Versuchsaufbau sowie die Funktionsweise der Thermokamera ist in Kapitel 2.1.2 beschrieben. Aufgrund des nicht vorhandenen externen Triggers musste die Thermokameraaufnahme manuell vor dem Fusionsprozessstart gestartet werden. Unmittelbar danach wurde durch das Auslösen des Triggers (Delaygenerator) zeitsynchron der ForceTriad™ Generator, das Monitoring von Strom und Spannung über das Oszilloskop und die Aufnahme der Prozessdruckkraft (Kraftsensor) gestartet. Nach der Beendigung des Fusionsprozesses durch den Generator gibt dieser ein akkustisches Signal zur Bewertung der Versiegelung (fehlerfreier oder fehlerhafter Prozess). Bei den für diese Versuchsreihe durchgeführten Fusionen meldete der Generator ausschließlich eine positive Beurteilung. Das versiegelte Blutgefäß wurde direkt im Anschluss auf dessen Berstdruckfestigkeit geprüft. Dadurch war garantiert, dass keinerlei Alterungsprozesse oder zusätzlicher Wasserverlust durch Trocknung an der Luft vor der Güteprüfung Einfluss auf das Ergebnis nahmen.

**Versuchsreihe 3 – Bewertung der Berstdruckfestigkeit bei Prozessabbruch nach unterschiedlichen Zeiten**

Eine weitere Versuchsreihe (Versuchsreihe 3) beleuchtet den Zusammenhang der Berstdruckfestigkeit von Arterien mit der Prozessdauer der Gewebefusion. Die Frage soll beantwortet werden, ab welchem Zeitpunkt im Prozess die Festigkeit der Fusion ausreicht bzw. wie sich generell die Festigkeit der Verbindungsstelle mit der Prozessdauer entwickelt. Hierzu ist der in Kapitel 2.1.2 beschriebene Aufbau modifiziert worden, indem zum einen die Laborelektroden durch das LigaSure Impact™ Instrument ersetzt wurden und zum anderen ein zweiter Delaygenerator hinzugefügt wurde. Dieser zusätzliche Delaygenerator startet, durch ein im Prozess definiertes Triggerereignis, eine voreingestellte Zeitdauer und beendet den Fusionsprozess nach Ablauf dieser Zeitspanne. So kann der Prozess künstlich vor dem durch die LigaSure™ – Steuerung vorgesehenen Prozessende abgebrochen werden. Die anschließende Berstdruckmessung gibt Aufschluss über die Güte der Gewebeverbindung und lässt eine Bewertung bezüglich der jeweiligen Prozessdauer zu. Als Gewebe sind ausschließlich Arterien aus der Größenklasse „mittel“ verwendet worden. Insgesamt sind fünf verschiedene Zeitdauern (0ms, 200ms, 500ms 1000ms 2000ms) nach dem Triggerereignis, mit jeweils fünf Proben, festgelegt worden (Versuchsumfang 25 Versuche).

**Versuchsreihe 4 – Untersuchung des Fusionsprozesses mit Schweinedickdarmgewebe**

Um das Gewebefusionsvermögen des Generators am Dickdarm vom Schwein zu testen, ist eine weitere Versuchsreihe durchgeführt worden. Die Untersuchung zielt auf die Darstellung der elektrischen Prozessgrößen und das Prüfen der Prozesstemperatur durch Anwendung der Thermografie. Eine Bewertung der Fusionsgüte ist jeweils rein subjektiv durch den Experimentator erfolgt. Jede Gewebefusionierung wurde nur durch Betrachten der Verbindungsstelle bewertet. Insgesamt sind für die Untersuchung der elektrischen Größen 5 Versuche mit dem LigaSure Impact™ Instrument und für die Auswertung der Prozesstemperatur (Thermografie) 6 Versuche unter Verwendung der Laborelektroden durchgeführt worden.

## 2.2. Ergebnisse

Die Ergebnisse aus Versuchsreihe 1 beschreiben die generelle Arbeitsweise des ForceTriad™ Generators. Die wichtigste Parameter sind die elektrischen Messgrößen Strom und Spannung sowie die daraus abgeleiteten Größen Leistung und Impedanz. Durch die Anwendung zweier verschiedener Instrumente kann der Unterschied innerhalb der Prozessgestaltung aufgeklärt werden. Die Variation der Druckkraft in Versuchsreihe 2 macht den Einfluss der Gewebeflächenpressung auf die Versiegelungsgüte sichtbar. Mit der Prozesstemperatur (Thermografie) wird eine für die Gewebefusion entscheidenden physikalische Größe untersucht. Die Thermografie gibt Auskunft über die örtliche und der zeitliche Temperaturprozessentwicklung im Gewebe. Mit diesen Prozessinformationen und den zusätzlichen Versuchsreihen bezüglich des gesteuerten Prozessabbruchs sowie dem Fusionieren von Schweinedickdarmgewebe (anstatt Arteriengewebe) wird die Gewebefusion hinsichtlich der technologischen Prozessführung aufgeklärt.

### 2.2.1. Qualitative Gewebefusionsbeobachtung des HF – Prozesses

Bevor die Ergebnisse der verschiedenen Versuchsreihen dargestellt werden, ist in diesem Anschnitt eine qualitative Prozessbeobachtung beschrieben.

Für die Anwendung des HF – Gewebefusionsprozesses sind für den Benutzer nur wenige Handlungsschritte durchzuführen. Zunächst muss das Instrument mit dessen Stecker am Generator angeschlossen werden. Die Wahl der Steckerbuchse im Bedienfeld 3 (siehe Abbildung 8) ist beliebig. Durch das Einschalten des Generators und die Wahl der Leistungsstufe im Bedienfeld 3 (siehe Abbildung 8) ist das Applikationssystem prozessbereit. Der Benutzer positioniert das zu fusionierende Gewebe zwischen die Zangenbranchen und schließt diese bis zur Einrastung. Danach kann der Prozess wahlweise durch Drücken des Fußschalters oder des Handschalters am Instrument gestartet werden. Der Generator beginnt mit der Bestromung. Zunächst ist visuell bis ca. 1,5s nach Prozessstart nichts festzustellen. Zu diesem Zeitpunkt kommt es zur Verdampfung der Gewebeflüssigkeit. Zum Teil kann dieser Verdampfungsstart sehr heftig ausfallen und sich nahezu

explosionsartig ereignen. Zusätzlich schrumpft das Gewebe in einem gewissen Maße in sich zusammen. Der Verdampfungsvorgang wird bis zum Prozessende gehalten, welches ca. 4s – 7s nach dem Start auftritt. Anschließend gibt der Generator eine akkustische Prozessbewertung. Ist diese positiv, so kann der Benutzer durch Betätigung des integrierten Messers das Gewebe mittig trennen. Bei negativer Bewertung sind die Fehlermeldungen im Display des Generators zu beachten. Abbildung 22 zeigt vier Fotos unterschiedlicher Prozessstadien. Bild 1 zeigt das Positionieren der Arterie zwischen den Zangenbranchen. Anschließend wird die Zange geschlossen und das Gewebe mit Druck beaufschlagt (Bild 2). Der Start der Verdampfung des Gewebewassers ist in Bild 3 dargestellt. In Bild 4 ist das versiegelte Blutgefäß nach dem Prozess abgebildet.

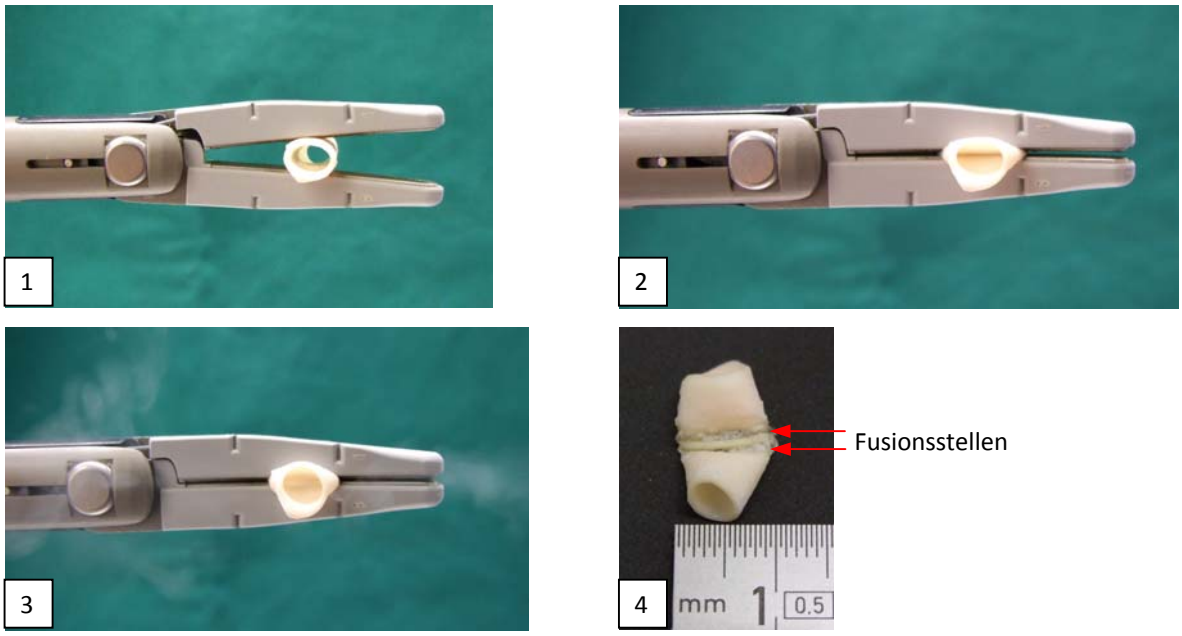


**Abbildung 22: Darstellung der qualitativen Prozessbeobachtung**
1: Einlegen der Arterie in die Instrumentenzange
2: Geschlossenes Instrument zum Prozessstart
3: Zeitpunkt des Verdampfungsstarts – zu sehen ist der austretende Wasserdampf
4: Versiegeltes Blutgefäß nach dem Prozess

### 2.2.2. Versuchsreihe 1 – Darstellung der elektrischen Prozessgrößen

Diese Versuchsreihe 1 zielt auf die Untersuchung der elektrischen Prozessgrößen Strom, Spannung, Leistung und Impedanz (siehe Versuchsbeschreibung der Versuchsreihe 1 im Kapitel 2.1.5). Die elektrischen Messgrößen Strom und Spannung sowie die daraus berechnete Leistung und Impedanz sind in Abbildung 23 an einem exemplarischen Versuch dargestellt. An diesem Beispielversuch (Arterie der Größenklasse „groß“; positive Generatorbewertung nach dem Prozess) wird das Regelverhalten des Generators und der grundsätzliche Prozessverlauf für alle mit dem ForceTriad™ Generator durchgeführten Gewebefusionen erklärt. Die Prozesscharakteristik bezüglich der elektrischen Größen ist bei allen Versuchen gleich. Variabel sind lediglich (abhängig von den Gewebeeigenschaften) die Prozessdauer sowie die sich einstellenden Werteniveaus bzw. Maximalwerte der elektrischen Größen. Explizit zeigt Abbildung 23 die Spannung, den Strom, die Leistung und die Impedanz als normierte Werte über der Prozesszeit. So sind die Zusammenhänge zwischen den elektrischen Größen direkt ersichtlich. Aus dem Diagramm ist zu erkennen, dass Strom und Spannung am Anfang ein konstantes Niveau annehmen. Entsprechend dadurch ergibt sich ein bestimmter Impedanz- und Leistungspegel. Diese Phase dauert ca. 100ms und ist in dieser Arbeit als *Sensing – Phase* benannt worden. In dieser Phase wird wahrscheinlich eine Gewebecharakterisierung durchgeführt, woraus Informationen für das Festlegen bestimmter Prozessregelgrößen entnommen werden. Nach dieser *Sensing – Phase* beginnt der eigentliche Fusionsprozess und Strom und Spannung werden erhöht. Folglich steigt die Leistung an, was eine massive Erhöhung des Energieeintrags in das Gewebe zur Folge hat. In diesem Bereich des Leistungsanstiegs (durch den Anstieg von Strom und Spannung) sinkt die Impedanz stetig bis zu einem Minimum. Nach diesem Minimum folgt schlagartig eine Impedanzerhöhung – ein Impedanzumschlag. Dieser Umschlag bewirkt ein drastisches, schlagartiges Sinken des Stroms und der Leistung. Die Spannung hingegen erfährt zu diesem Zeitpunkt eine zusätzliche starke Erhöhung bis zu einem Maximum. Diese Prozessphase, in der die Impedanz bis zu deren Umschlag stetig sinkt und gleichzeitig durch die nichtlineare Leistungszunahme ein großer Energieeintrag generiert wird, ist als *Heating – Phase* benannt worden. Im Anschluss folgt die dritte Prozessphase (*Keeping – Phase*) in der durch einen konstanten Energieeintrag (konstante Leistung auf einem relativ niedrigen

Niveau) die Impedanz im Mittel mit einer konstanten Steigung erhöht wird. Der Strom korreliert ebenfalls in dieser Prozessphase mit der Leistung und ist nahezu konstant auf einem niedrigen Niveau. Entstehenden Impedanzeinbrüchen bzw. Unregelmäßigkeiten wird durch das Erhöhen von Spannung und Strom (folglich auch Leistung) entgegen gesteuert. Diese drei Phasen sind bei jeder Gewebefusion gut erkennbar und kennzeichnen die Regelcharakteristik des ForceTriad™ Generators.

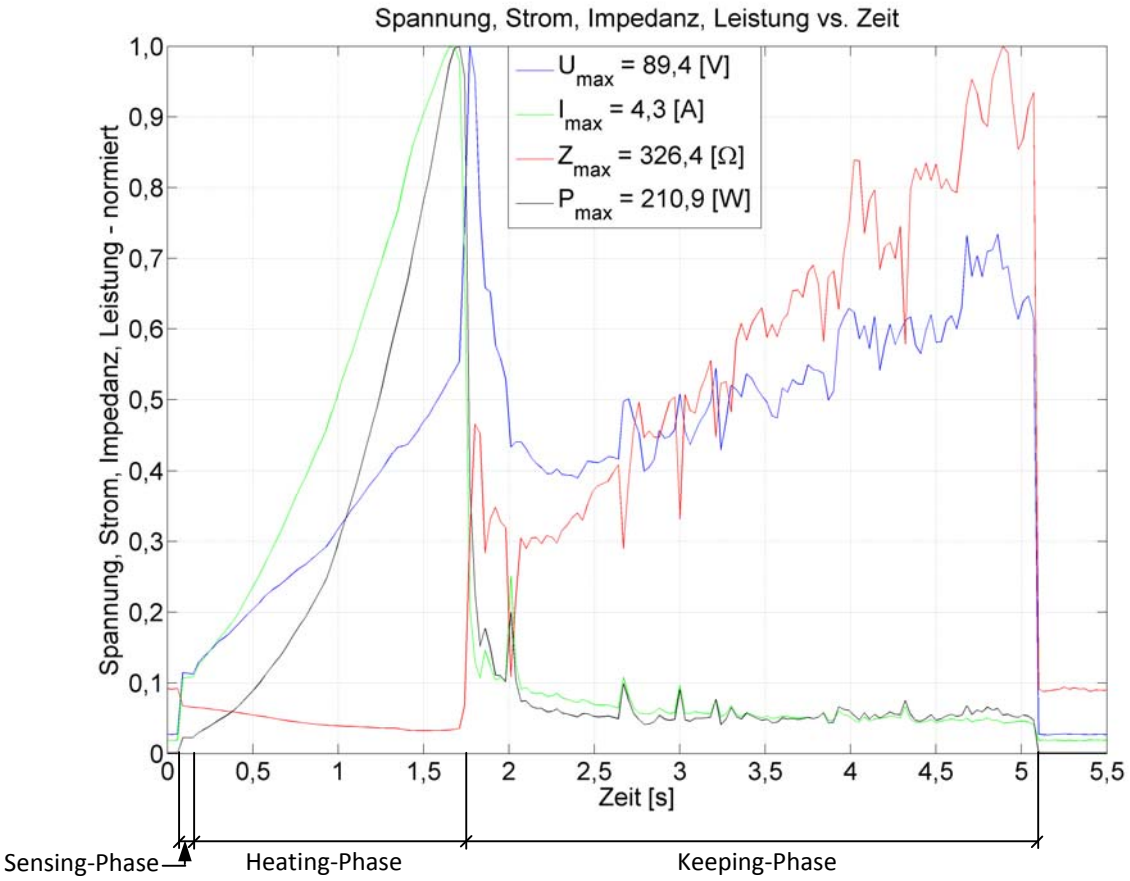


**Abbildung 23: Normierter Strom-, Spannungs-, Leistungs- und Impedanzverlauf des exemplarisch dargestellten Versuchs. Markierung der einzelnen Prozessphasen (*Sensing – Phase*, *Heating – Phase* und *Keeping – Phase*)**

In Abbildung 24 sind die elektrischen Prozessgrößen Spannung, Strom, Leistung und Impedanz des exemplarischen Versuchs in einzelnen Diagrammen dargestellt. Darin sind jeweils die konkreten Werte über der Zeit aufgetragen und es können somit die einzelnen Werteniveaus im Prozess abgelesen werden. Zusätzlich ist in Tabelle 4 die jeweilige Charakteristik der einzelnen Prozessphasen aller elektrischen Parameter aufgelistet. So zeigt sich bei diesem Beispielversuch in der *Sensing – Phase* eine Leistung von ca. 5W und eine

Impedanz von ca. 25Ω bei einer Spannung von ca. 10V und einem Strom von ca. 0,5A. Die anschließende *Heating – Phase* weist einen parabelförmigen Leistungsanstieg bis ca. 210W und eine stetig abfallende Impedanz bis ca. 10Ω auf. In dieser Zeit steigt der Strom bis auf ca. 4,3A und die Spannung bis auf ca. 50V an. Nach diesem Impedanzminimum von ca. 10Ω folgt ein rapider Anstieg (Impedanzumschlag), welcher die *Keeping – Phase* einleitet. Durch diesen Umschlag sinken die Leistung und der Strom schlagartig auf ein niedriges Niveau (ca. 10W und 0,4A), auf dem beide Größen nahezu konstant bis zum Prozessende bleiben. Die Spannung steigt zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags auf ca. 90V und hat dort das Maximum. Dem anschließenden Abfall auf ca. 40V folgt ein moderater Anstieg bis auf 60V zum Prozessende. Die Impedanz erfährt nach deren Umschlag eine stetige Erhöhung in der *Keeping – Phase* bis auf das Maximum am Prozessende von ca. 320Ω. Die auftretenden Impedanzeinbrüche bzw. Unregelmäßigkeiten in der *Keeping – Phase* werden durch die darauf reagierende Spannung und den Strom (und somit auch die Leistung) ausgeglichen.

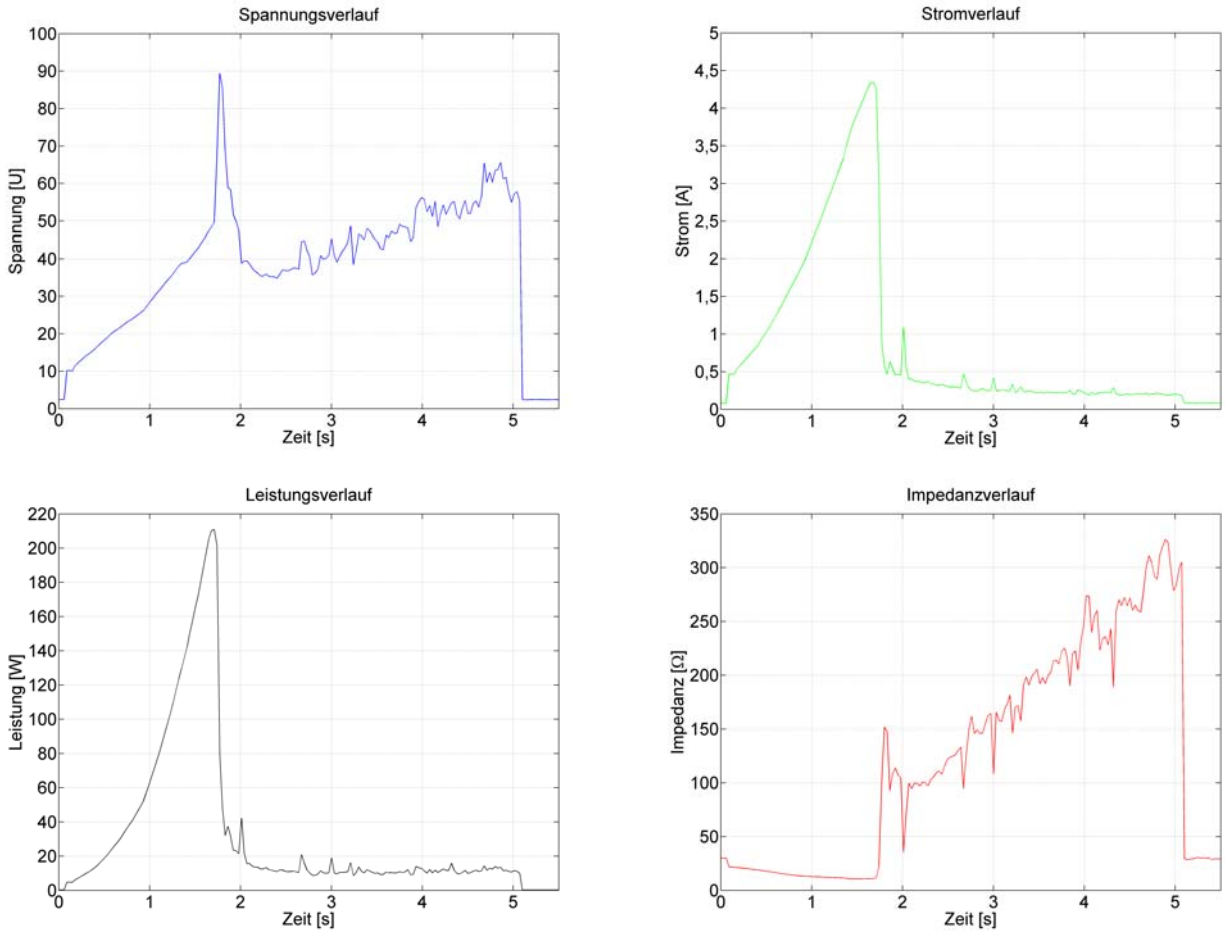


**Abbildung 24: Einzeldarstellung der elektrischen Größen (U, I, P, Z) des Beispielversuchs**

**Tabelle 4: Auflistung der Prozessphasencharakteristik des exemplarischen Beispielversuchs**

| | Sensing – Phase | Heating – Phase | Keeping – Phase |
|---|---|---|---|
| **Spannung U** | konstant<br>ca. 10V | steigend<br>ca. 50V max. | steigend, abfallend, steigend<br>ca. 90V max., ca. 60V am Ende |
| **Strom I** | konstant<br>ca. 0,5A | steigend<br>ca. 4,3A max. | abfallend, konstant<br>ca. 0,25A am Ende |
| **Leistung P** | konstant<br>ca. 5W | steigend<br>ca. 210W max. | abfallend, konstant<br>ca. 10W am Ende |
| **Impedanz Z** | Konstant<br>ca. 25Ω | abfallend<br>ca. 10Ω min. | steigend<br>ca. 320Ω am Ende |

Die beobachteten Verläufe der elektrischen Größen lassen sich verstehen, wenn man annimmt, dass die Impedanz die Größe ist, nach der geregelt wird. Die hier gemessene Impedanz wird jeweils aus den Strom- und Spannungswerten zu diesem Zeitpunkt errechnet und spiegelt den gerade vergangenen Zustand des elektrischen Gewebewiderstandes wieder. Die Ursache, dass sich Strom und Spannung zu einem Zeitpunkt ändern, liegt an der zuvor erzeugten Gewebeänderung.

Die Frage über die Art und Weise des Regelprozesses muss weiter untersucht werden. Es muss genau beleuchtet werden, welche elektrische Größe, in welcher Form, sowie in welcher Prozessphase die Führungsgröße (bzw. Steuer- und Regelgröße) für den Gewebefusionsprozess ist. Um diesbezüglich einen genauen Aufschluss zu erhalten, sind alle 60 Versuche dieser Reihe ausgewertet worden. Dafür sind zunächst charakteristische Punkte im Prozessverlauf der elektrischen Größen festgelegt worden (zeitgleich zueinander, um die Vergleichbarkeit zu garantieren). In den Abbildung 25 bis Abbildung 31 sind jeweils für die einzelnen elektrischen Prozessgrößen die charakteristischen Messpunkte anhand des Beispielversuchs gezeigt sowie deren Messwertauswertung aus der kompletten Versuchsreihe. Für die Auswertung sind vier Blöcke erstellt worden, welche die Größenklasse („mittel“ und „groß“) der Arterien und die Instrumentenvariation (LigaSure Impact™ und LigaSure™ STD) berücksichtigen. So sollen die Prozessunterschiede durch das Versiegeln unterschiedlicher Arteriengeometrien sowie durch die Verwendung zweier verschiedener Instrumenten sichtbar gemacht werden. Korrelierend zu den Auswertungsdiagrammen der Abbildung 25 bis Abbildung 31 zeigt Tabelle 15 (vgl. Anhang A1) alle einzelnen errechneten Mittelwerte mit Standardabweichungen.

Als erster charakteristischer Punkt dient jeweils das Niveau in der *Sensing – Phase*. Die Dauer der *Sensing – Phase* (vgl. Abbildung 31) beträgt ca. 100ms und weist eine geringe

Standardabweichung auf. In dieser ersten Prozessphase zeigt die Leistung ein konstantes Niveau von ca. 5W und eine sehr geringe Standardabweichung (Abbildung 27). Dieser Mittelwert sowie die Standardabweichung sind unabhängig von Größe und Instrument. Dies wird zusätzlich in Abbildung 28 verdeutlicht, in der die einzelnen Leistungsverläufe bis zu einer Prozessdauer von 1,2s aufgetragen sind. Spannungs-, Strom- und Impedanzmittelwerte sind in der *Sensing – Phase* abhängig von der verwendeten Probe und abhängig von dem verwendeten Instrument. Die Standardabweichungen diesbezüglich sind höher als die bei der Auswertung des Leistungsniveaus. In der anschließenden *Heating – Phase* wird die Leistung parabelförmig erhöht. Beim Auftragen der Leistungsverläufe aller 60 Versuche in Abbildung 28 zeigt sich eine instrumentenabhängige Regelmäßigkeit. Die Leistungsrampe bei Verwendung des LigaSure Impact™ Instruments gestaltet sich flacher als die des LigaSure™ STD Instruments (erster instrumentenabhängiger Prozessunterschied). Durch den Zusammenhang von Leistungsapplikation über einer Zeit ergibt sich für die *Heating – Phase* eine massive Energieeintragserhöhung in das Gewebe. Dadurch folgt ein stetiges Sinken der Impedanz bis zu einem Minimum von ca. 10Ω. Dieser Wert ist größenklassenübergreifend und instrumentenübergreifend (vgl. Abbildung 29) und weist eine geringe Standardabweichung auf. Nach diesem Impedanzminimum erfährt die Impedanz einen schlagartigen Anstieg (Impedanzumschlag), welcher den zweiten charakteristischen Messpunkt für die Auswertung darstellt. An diesem Messpunkt fallen der Strom (Abbildung 26) und die Leistung (Abbildung 27) vom jeweiligen Maximum stark ab. Das Maximum des Stroms beläuft sich auf ca. 3,5A bis ca. 4,3A, welches vor allem größenklassenabhängig ist (Abbildung 26). Bezüglich des Leistungsmaximums ergibt sich ein Mittelwertbereich von ca. 156W bis ca. 200W, welcher größenklassen- und instrumentenabhängig ist (Abbildung 27 und Abbildung 28). Bei Verwendung des LigaSure™ STD Instruments zeigt sich hier eine Begrenzung der Leistung (durch eine Strombegrenzung) auf ca. maximal 175W. Das LigaSure Impact™ Instrument weist keine Leistung- bzw. Strombegrenzung auf, zeigt jedoch klar die höheren Leistungsmaxima für die „großen“Arterien. Ab dem Impedanzumschlag bzw. dem Leistungsabfall beginnt die *Keeping – Phase*. Darin wird zunächst ein vollkommener Leistungseinbruch (generiert durch den Stromabfall) nach dessen Maximum vermieden, indem die Spannung zu diesem Zeitpunkt bis zu einem Maximum erhöht wird. So wird die Leistungskurve abgefangen und auf ein niedriges Niveau geregelt. Ab diesem

Prozesszeitpunkt wird mit dem dritten Prozesskennwert der zeitliche Verlauf der *Keeping – Phase* beurteilt. Während der *Keeping – Phase* zeigt die Impedanz eine größenklassen- und instrumentenunabhängige Steigung von ca. 80Ω/s (siehe Abbildung 29 und Tabelle 15 im Anhang A1; dZ/dt zeigt größenklassen- und instrumentenübergreifend den gleichen Mittelwert und sehr geringe Standardabweichungen). Dafür wird mit einem nahezu konstanten, niedrigen Leistungspegel gearbeitet (siehe Abbildung 27), welcher einen konstanten Energieeintrag in dieser Phase generiert. Für den Strom zeigt sich ein sehr gering abfallender Verlauf (Abbildung 26), wodurch sich für eine konstante Leistung die Spannung erhöhen muss (Abbildung 25). Die Spannung korrigiert zusätzlich auftretende Impedanzeinbrüche bzw. Unregelmäßigkeit (Abbildung 25), sodass die Impedanzsteigung von 80Ω/s im Mittel erreicht wird. Bezüglich der Prozessenergieeinträge zeigt sich eine Abhängigkeit des Gesamtenergieeintrags von dem Energieeintrag bis zum Impedanzumschlag (Zeitpunkt des zweiten charakteristischen Messpunktes). Der Anteil des Energieeintrags bis zum Impedanzumschlag (Abbildung 30; in der Leistungskurve durch eine rote Umrandung gekennzeichnet) beträgt ca. 57% bis 67% des Gesamtenergieeintrags. Weiterhin ist deutlich erkennbar, dass instrumentenunabhängig die Arterien aus der Größenklasse „groß“ einen signifikant höheren Gesamtenergieeintrag erhalten (siehe Abbildung 30). Diese Abhängigkeit wird durch die Auswertung der Prozesszeiten weiter verdeutlicht. So sind die Prozesszeiten für „große“ Arterien länger als die für „mittlere“ Größen. Die Zeitdauer der *Sensing – Phase* ist mit ca. 100ms für alle Versuche konstant. Im Gegensatz dazu ist die *Heating – Phasen* – Dauer abhängig vom Gewebe und vom Instrument. So ist beispielsweise im Falle der Arterien „groß“ unter Verwendung des LigaSure™ STD Instruments die *Heating – Phase* länger als bei den mittleren Gefäßen (mehr Energieeintrag notwendig bis zum Impedanzumschlag). Zusätzlich zeigt sich die Standardabweichung aufgrund der Leistungs- bzw. Strombegrenzung (es wird mehr Zeit für den Energieeintrag benötigt, als dies bei den Versuchen ohne Begrenzung der Fall ist) größer als bei den anderen Rubriken (siehe Abbildung 31).

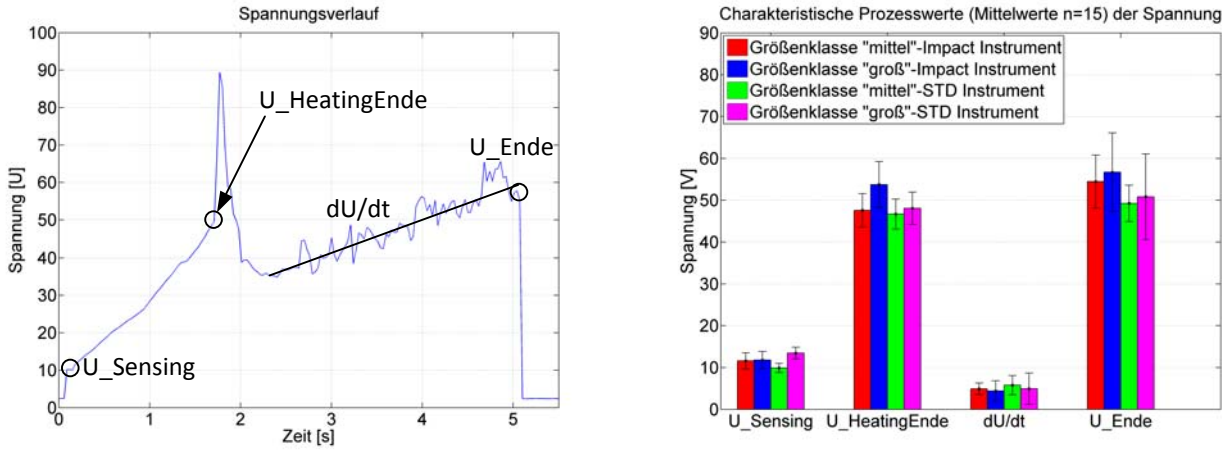


**Abbildung 25: links: Charakteristische Spannungsmesspunkte gezeigt am Beispielversuch**
**rechts: Auswertung der charakteristischen Spannungsmesswerte der Versuchsreihe**

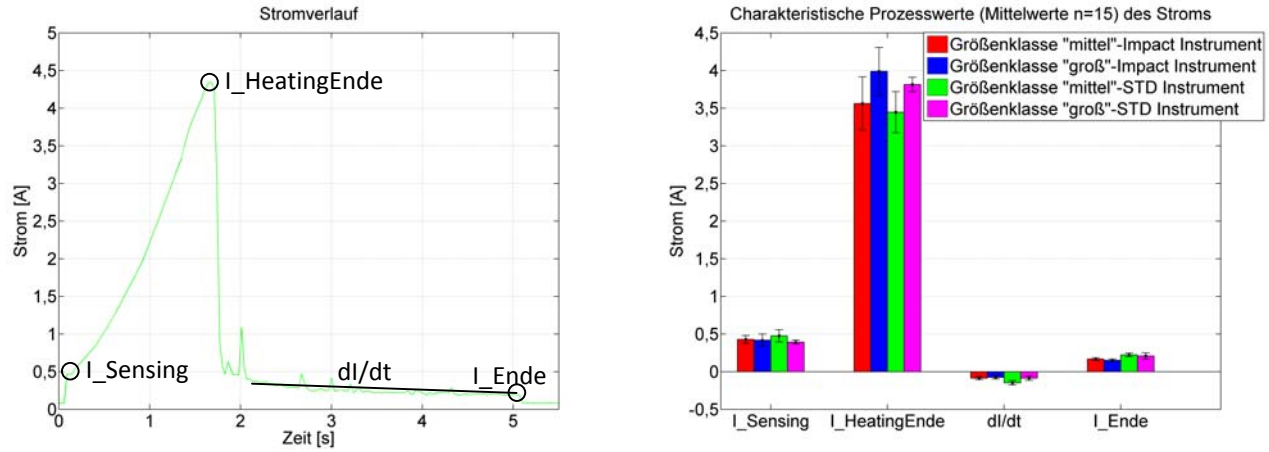


**Abbildung 26: links: Charakteristische Strommesspunkte gezeigt am Beispielversuch**
**rechts: Auswertung der charakteristischen Strommesswerte der Versuchsreihe**

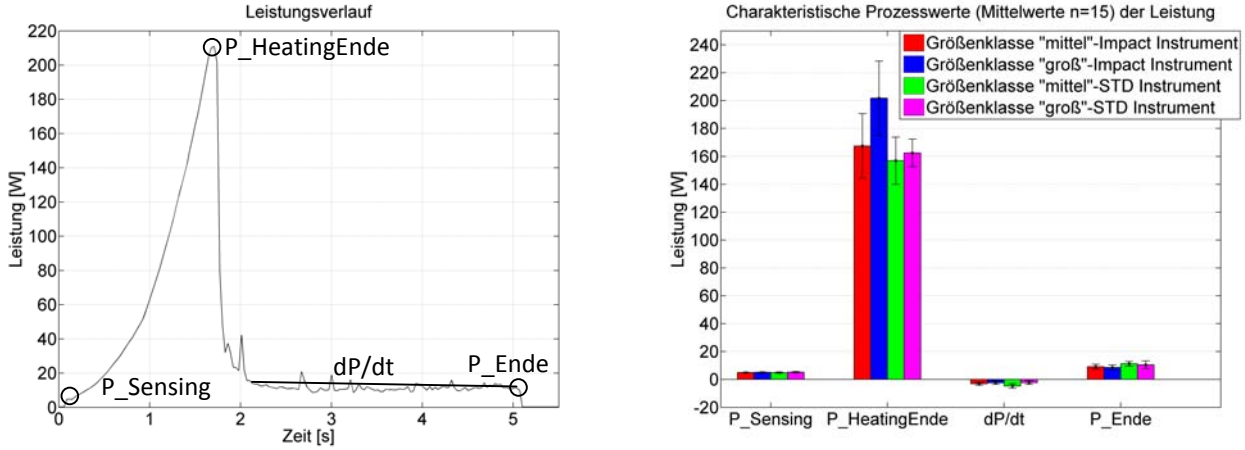


**Abbildung 27: links: Charakteristische Leistungsmesspunkte gezeigt am Beispielversuch**
**rechts: Auswertung der charakteristischen Leistungsmesswerte der Versuchsreihe**

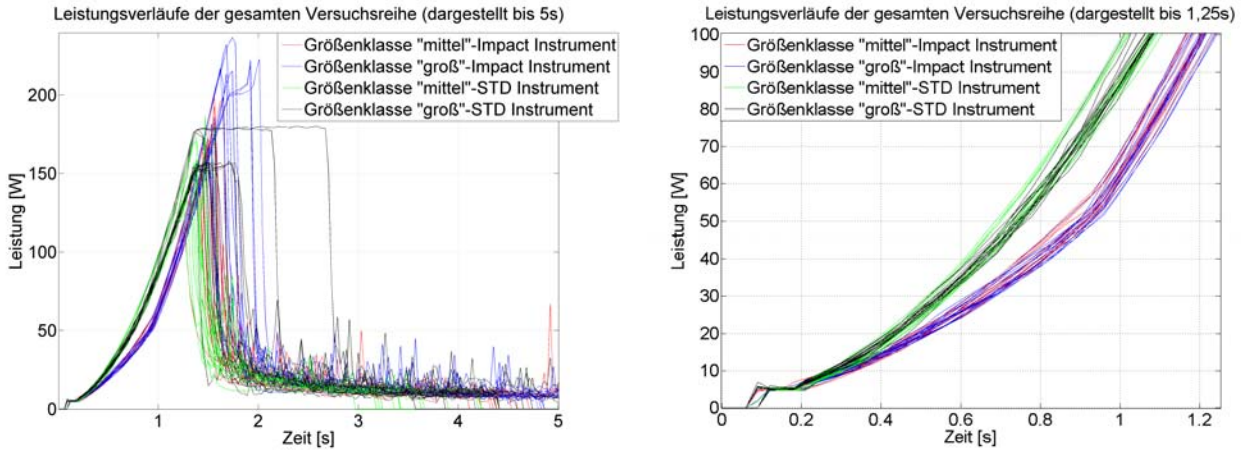


**Abbildung 28:** **links: Darstellung aller Leistungsverläufe bis 5s Prozessdauer**
**rechts: Darstellung aller Leistungsverläufe bis 1,25s Prozessdauer. Instrumentenabhängige Steuerung der nichtlinearen Leistungsrampe in der *Heating – Phase***

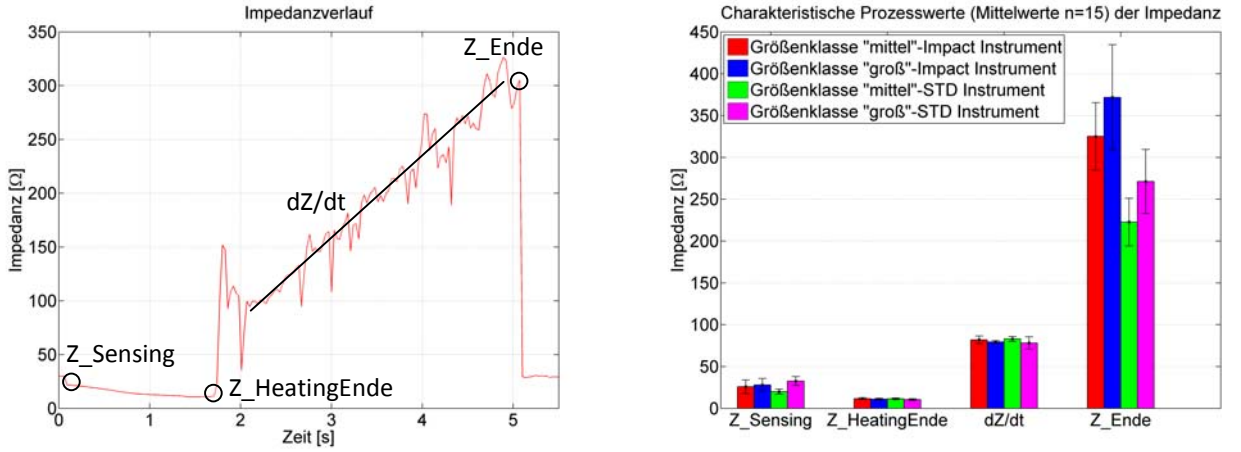


**Abbildung 29:** **links: Charakteristische Impedanzmesspunkte gezeigt am Beispielversuch**
**rechts: Auswertung der charakteristischen Impedanzwerte der Versuchsreihe**

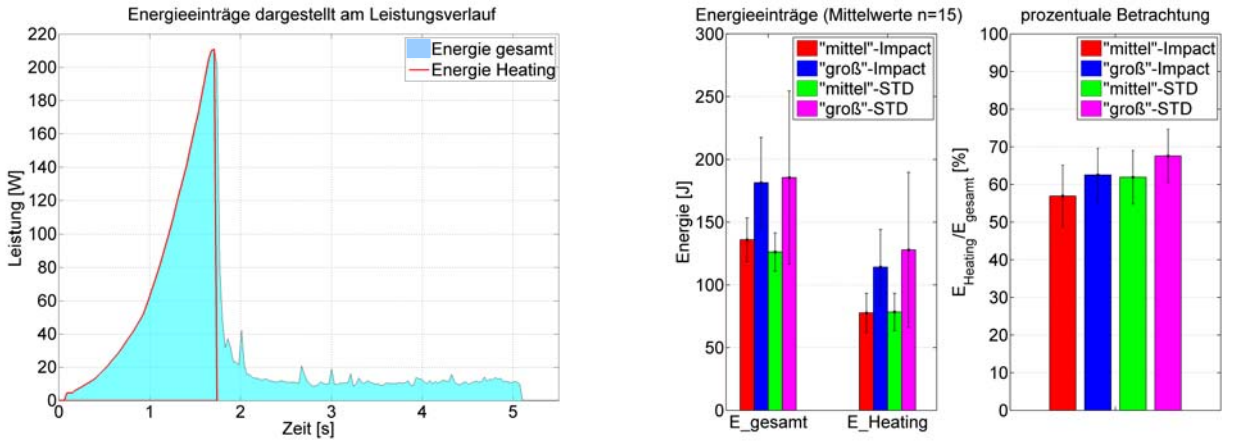


**Abbildung 30:** **links: Energieeinträge gezeigt am Beispielversuch**
**rechts: Auswertung der Energieeinträge der Versuchsreihe**

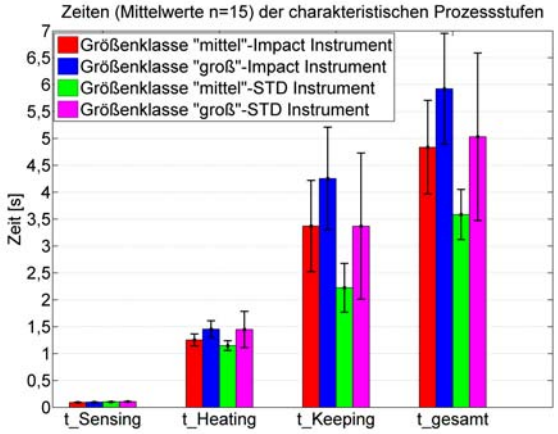


**Abbildung 31: Auswertung der Prozesszeiten der Versuchsreihe**

In Tabelle 15 im Anhang A1 sind alle Mittelwerte und Standardabweichungen für diese Auswertung des Gewebefusionsprozesses mittels HF Strom aufgelistet.

**Interpretation der Ergebnisse**

Die Ergebnisse der Auswertung können folgendermaßen interpretiert werden.

In der *Sensing – Phase* wird grundsätzlich eine Leistung von 5W für eine Zeitdauer von 100ms appliziert. Dies belegen die Mittelwerte und die geringen Standardabweichungen der Leistungsprofilauswertung (siehe Abbildung 27 und Abbildung 28 sowie Tabelle 15 im Anhang A1). Die Leistung fungiert somit als Steuergröße. Durch das Anlegen eines konstanten Leistungsniveaus kann eine Bewertung der sich einstellenden Impedanz durchgeführt werden (*Sensing* der Impedanz). Die Impedanz spiegelt den elektrischen Gewebewiderstand wieder, wodurch auf die Gewebeeigenschaften geschlossen werden kann (ca. 25Ω – gewebeabhängig, siehe Abbildung 29). Diese Information wird vermutlich im weiteren Prozess berücksichtigt. Strom und Spannung wirken im kompletten Prozess als Stellgrößen und sind abhängig von der Gewebeimpedanz sowie der Steuer- bzw. Regelgröße (in diesem Fall die Leistung). In der anschließenden *Heating – Phase* ist ebenfalls die Leistung die Steuergröße. Diese wird mit einer parabelförmigen Charakteristik erhöht bis der Strom (ebenfalls ein parabelförmiger Anstieg in der *Heating – Phase*) das Maximum erreicht (ca. 3,5A bis ca. 4,3A) und anschließend steil abfällt. Der Stromabfall ist bedingt durch den Impedanzumschlag, welcher eine schlagartige Erhöhung des elektrischen Gewebewiderstandes widerspiegelt. Dass die Steilheit der Leistungserhöhung in der

*Heating – Phase* instrumentenabhängig ist (siehe Abbildung 28) ist zusätzlich ein Indiz für die Leistungssteuerung in dieser Prozessphase. Die massive Erhöhung der Spannung bis zu deren Maximum zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags verhindert einen Leistungseinbruch (bedingt durch den Stromabfall) und führt diese auf ein geringeres Niveau. Mit diesem kritischen Prozesszeitpunkt beginnt die *Keeping – Phase*. Der Prozess wird umgeschaltet auf eine Regelung, welche als Regelgröße die Impedanzsteigung mit 80Ω/s hat. Dieser Mittelwert zeigt sich größenklassen- und instrumentenübergreifend und weist eine sehr geringe Standardabweichungen auf. Die Prozessregelung ist so ausgelegt, dass diese SOLL – Impedanzsteigung mit einem moderaten und konstanten Leistungspegel erreicht wird, welcher jedoch geringfügig variiert (abhängig von der Größenklasse und Instrument). Auftretende Impedanzeinbrüche werden durch eine Reaktion der Spannung korrigiert, was folglich auch mit in die Leistung eingeht. Als mögliches Kriterium zur Beendigung des Prozesses kommt vor allem der Energieeintrag in Frage (siehe Abbildung 30). Dabei zeigt sich, dass 57% bis 67% des Gesamtenergieeintrags in der *Heating – Phase* in das Gewebe eingebracht werden. Vermutlich kann somit durch den bekannten Energieeintrag nach der *Heating – Phase* der benötigte Gesamtenergieeintrag während des Prozesses errechnet werden. Weiterhin könnte die Information des Impedanzniveaus aus der *Sensing – Phase* (Gewebecharakterisierung) eine zusätzliche Gesamtenergieeintragsmodifizierung bewirken.

### 2.2.3. Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Einflusses der Gewebeflächenpressung auf die Berstdruckfestigkeit bei Berücksichtigung der Gewebetemperatur (Thermografie)

Nachdem die Ergebnissauswertung von Versuchsreihe 1 das Regelverhalten des ForceTriad™ Generators beschreibt, gilt es in dieser Versuchsreihe den Einfluss der Gewebeflächenpressung auf die Fusionsgüte zu untersuchen. Dass für den Fusionsprozess die Gewebegrenzflächen miteinander in Kontakt sein müssen, ist selbstverständlich. Doch gilt es herauszufinden, ob sich bei einer bestimmten Druckkraft bzw. Flächenpressung auf die zwei Gewebeteile ein optimales Fusionsergebnis ergibt, oder ob das Ergebnis unabhängig von der Flächenpressung ist. Neben dieser Bewertung wird zusätzlich jeder Prozess bezüglich dessen Temperatur ausgewertet. Hierzu ist in den Versuchsaufbau eine Thermokamera integriert (siehe Versuchsaufbaubeschreibung Kapitel 2.1.2), welche eine orts- und

zeitaufgelöste Beurteilung der Prozesstemperatur ermöglicht. Planung und Durchführung der Versuchsreihe sind in Kapitel 2.1.5 (Versuchsreihe 2) beschrieben. Bezüglich des Versuchsumfangs sind nachfolgend in Tabelle 5 die einzelnen Versuchsblöcke (diese werden gebildet durch die einzelnen Druckkraftstufen und die Größenklassen) und deren jeweilige Versuchsanzahl aufgelistet.

**Tabelle 5: Darlegung des Versuchsreihenumfangs. Blockbildung zwischen den Druckkraftstufen und den drei Größenklassen der Versuchsproben. Die Versuchsgesamtanzahl beträgt 131 Versuche.**

| | **Druckkraft [N]** | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | **10** | **15** | **20** | **30** | **40** | **50** | **60** | **Summe Versuchsanzahl** |
| **Größenklasse „klein“** | 4 | 7 | 7 | 6 | 0 | 0 | 0 | ∑24 |
| **Größenklasse „mittel“** | 0 | 9 | 12 | 12 | 12 | 9 | 0 | ∑54 |
| **Größenklasse „groß“** | 0 | 1 | 9 | 10 | 8 | 17 | 8 | ∑53 |
| **Summe Versuchsanzahl** | ∑4 | ∑17 | ∑28 | ∑28 | ∑20 | ∑26 | ∑8 | ∑131 |

Dazu ist anzumerken, dass die Anzahl und deren Verteilung in die drei Größenklassen abhängig von dem aus dem Schlachtprozess gewonnenem Probenmaterial waren. So war nie eine Gleichverteilung der Proben in alle Größenklassen möglich. Das begründet die unterschiedlichen Versuchsanzahlen in den einzelnen Versuchsblöcken. Hinzu kommt eine sinnvolle Bewertung der jeweiligen Versuchsblöcke und deren Parameterkombinationen im Vorfeld. So wird vermutet, dass sich für Arterien der Größenklasse „groß“ die geringe Druckkraft von 10N negativ auf das Fusionsergebnis auswirkt. Ebenso sind hohe Druckkräfte von 60N auf „kleine“ Arterien wahrscheinlich ungünstig. Auf Grund dieser ungünstig erscheinenden Kombinationen werden diese nicht durchgeführt und verringern somit die schon hohe Versuchsanzahl. Zunächst sind in Abbildung 32 alle Berstdrücke der Versuchsreihe über den Arteriendurchmesser aufgetragen.

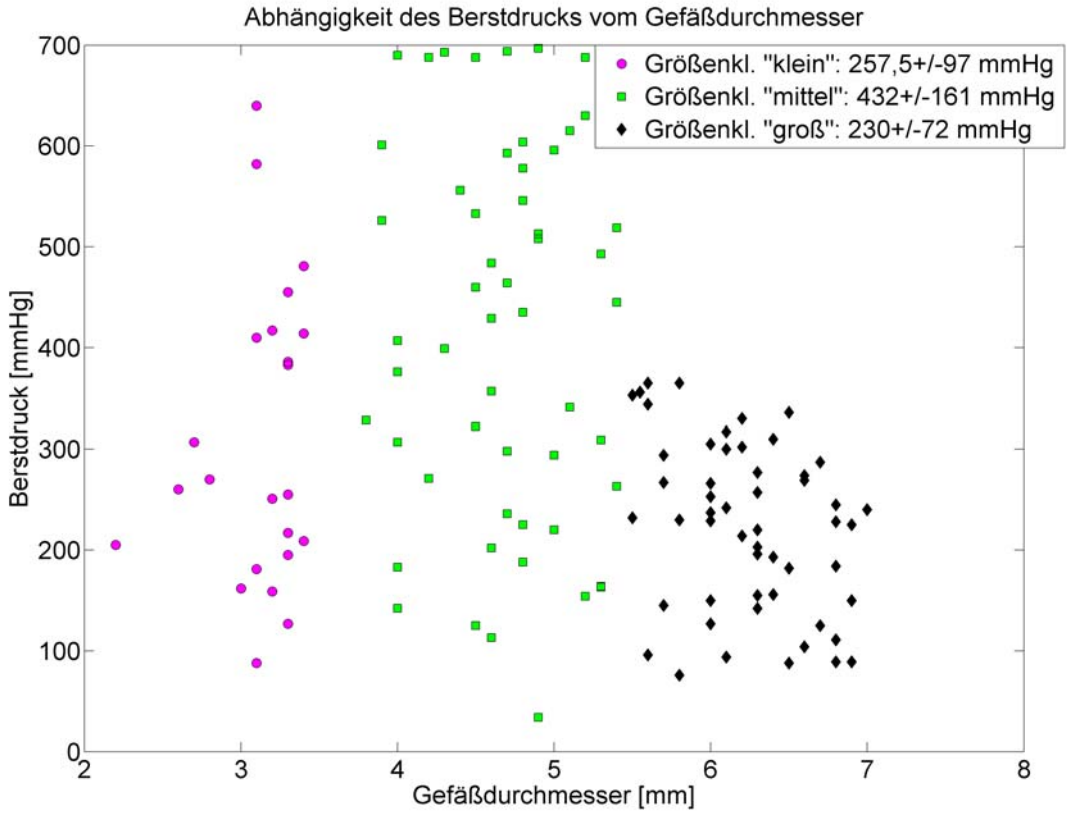


**Abbildung 32: Auftragen des Berstdrucks über dem Arteriendurchmesser für alle Versuche der Versuchsreihe.**

Zu erkennen ist primär die Einteilung der Gefäßdurchmesser in die drei Größenklassen sowie die Verteilung der Berstdrücke innerhalb einer Größenklasse. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass die verschiedenen Berstdrücke mit unterschiedlichen Druckkräften generiert wurden. Wohl aber ist die Tendenz der größenabhängigen Berstruckfestigkeit vor allem im Vergleich der „mittleren“ zur „großen“ Größenklasse direkt erkennbar. Die Mittelwertbildung zeigt eine Berstdruckfestigkeit der Größenklasse „mittel“ von 432±161mmHg und für die Größenklasse „groß“ lediglich 230±72mmHg. Insgesamt scheint, dass Arterien der „mittleren“ Größenklasse im Mittel die höchste Festigkeit erzielen. Dieser Eindruck wird durch das Balkendiagramm in Abbildung 33 weiter verdeutlicht. Hierin sind die gemittelten Berstdruckfestigkeiten und deren Standardabweichungen der einzelnen Versuchsblöcke dargestellt. Bezüglich der Probenanzahl für die Mittelwert- und Standardabweichungsberechnung wird auf Tabelle 5 verwiesen.

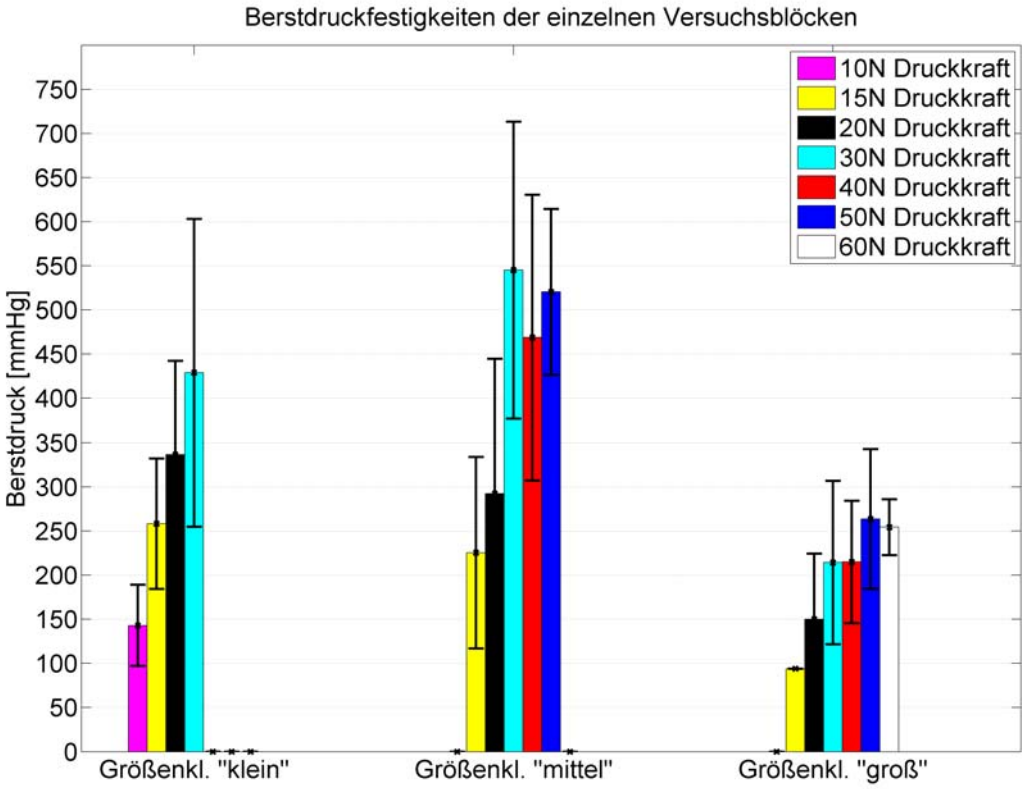


**Abbildung 33: Balkendiagramm zur Darstellung der Berstdruckfestigkeiten der einzelnen Versuchsblöcke**

Aus dem Diagramm ist zu entnehmen, dass die höchsten Berstdruckfestigkeiten mit Arterien der Größenklasse „mittel“ erzielt werden. Innerhalb dieser Größenklasse zeigt sich eine Druckkraft von 30N als optimal und generiert eine Berstdruckfestigkeit von 545±168mmHg (siehe Tabelle 16 im Anhang A2). Etwa gleich gut zeigt sich auch die Druckkraft von 50N mit einem Mittelwert von 520±94mmHg (siehe Tabelle 16 im Anhang A2). Im Gegensatz dazu ist eine Verringerung der Festigkeit bei niedrigeren Druckkräften festzustellen. Hier ergeben sich Mittelwerte von 225±108mmHg für 15N sowie 292±152mmHg bei 20N Druckkraft (siehe Tabelle 16 im Anhang A2). Die gleiche Tendenz ist auch bei den anderen zwei Größenklassen erkennbar, wohl aber auf einem niedrigeren Berstdruckfestigkeitsniveau. So liegt der maximale Berstdruckfestigkeitsmittelwert der Größenklasse „klein“ bei 429±174mmHg (30N Druckkraft). Große Arterienkaliber (Größenklasse „groß“) zeigen über alle Versuchsblöcke im Vergleich geringere Festigkeiten. Es ergeben sich in dieser Klasse die höchsten Festigkeiten bei der Verwendung einer Druckkraft von 50N (264±79mmHg) sowie 60N (254±32mmHg). Was das Gewebe auf dessen „Quetschwirkung“ im Prozess direkt betrifft, stellt die

Flächenpressung einen gewebenäheren Parameter dar als die Druckkraft allein. Die Flächenpressung berechnet sich aus dem Quotienten der applizierten Druckkraft $F_{Druck}$ und der Gewebefläche A (A=l·b), welche sich zwischen den Elektroden befindet (siehe Abbildung 34).

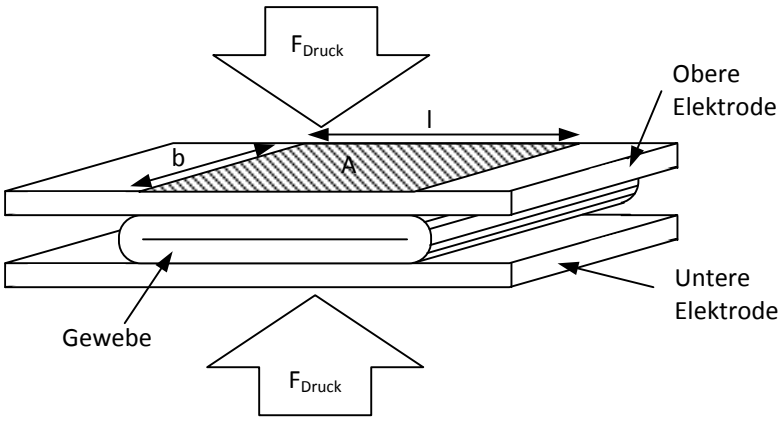


**Abbildung 34: Schematische Darstellung des Zusammenhangs der Gewebeflächenpressung**

Durch die Berechnung der Gewebeauflagefläche aus dem jeweiligen Probendurchmesser ergibt sich die Länge l (l=1/2·d·π), wobei die Breite der Auflagefläche durch die Elektrodenbreite definiert (b=5mm bei den Laborelektroden) ist. Mit dem Auftragen der Berstdruckfestigkeit über der jeweiligen Flächenpressung sortieren sich die einzelnen Versuchsergebnisse wie in Abbildung 35 dargestellt. Um eine mögliche lineare Abhängigkeit der Berstdruckfestigkeit von der Gewebeflächepressung zu ermitteln, sind die Korrelationskoeffizienten für die drei Größenklassen berechnet worden. Hierbei kann der Koeffizient einen Wert von $-1 < Koeffizient < +1$ annehmen. Bei einem Wert von ±1 besteht ein vollständiger positiver/negativer lineare Zusammenhang. Nimmt der Koeffizient den Wert 0 an, so ist keine Abhängigkeit vorhanden. In allen drei Größenklassen sind positive Abhängigkeiten über die Berechnung der Korrelationskoeffizienten festgestellt worden („klein“=0,47 ; „mittel“=0,51 ; „groß“=0,48). Für Proben der Größenklasse „groß“ zeigt sich klar, dass eine Flächenpressung von >1N/mm$^2$ die Berstdruckfestigkeit noch leicht erhöht und zusätzlich die Ausreißer mit geringen Festigkeiten vermeidet. Ein ähnliches Bild zeigt sich für die Größenklasse „mittel“ und „klein“, in denen ebenfalls keine Versiegelungen mit sehr geringen Festigkeiten (für eine Flächenpressung >1N/mm$^2$) generiert werden. Im Gegensatz zu der Größenklasse „groß“ können jedoch auch sehr gute Festigkeiten bei geringeren Flächenpressungen erzielt (0,7N/mm$^2$ – 0,8 N/mm$^2$), aber mit Ausreißern nach unten. Diese

Auswertung verdeutlich zusätzlich zu den Darstellungen zuvor, dass die Festigkeiten der Größenklasse „groß“ im Mittel geringer sind als bei den zwei kleineren Größenklassen.

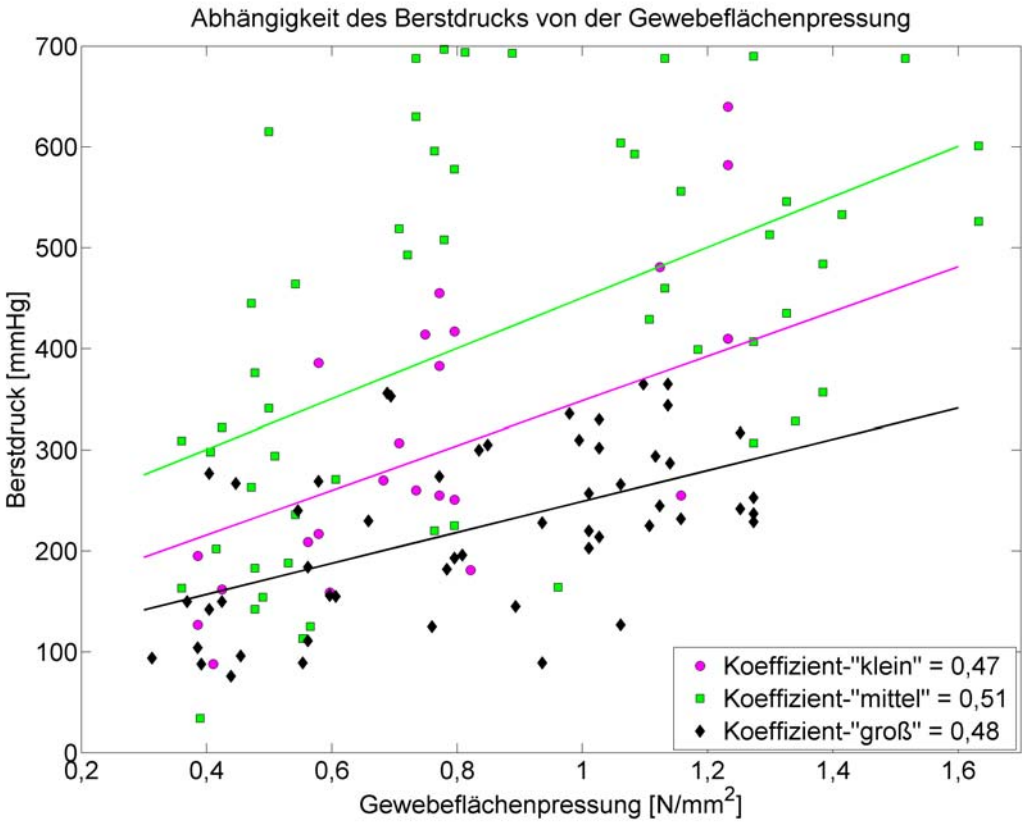


**Abbildung 35: Auftragen der Berstdruckfestigkeit über der Gewebeflächenpressung für alle Versuche. Berechnung der Korrelationskoeffizienten zur Verdeutlichung der Berstdruckabhängigkeit von der Flächenpressung.**

### Thermografische Versuchsreihenauswertung

Zu der bisher beschriebenen Prozessauswertung kann mit Hilfe der Thermografie eine Aussage bezüglich der Prozesstemperatur gemacht werden. Die Temperatur ist neben der Flächenpressung die zweite direkte physikalische Prozessgröße, welche die Gewebefusion maßgeblich prägt und deshalb einen großen Beitrag zur Prozessuntersuchung und -aufklärung leisten kann. Wie in Kapitel 2.1.2 beschrieben, ist in den Laborversuchsaufbau eine Thermokamera integriert. Diese kann mittels Makroobjektiv einen Bildausschnitt von ca. 7mm x 7mm mit einer Auflösung von ca. 30µm darstellen, um so die Prozesstemperatur sowohl örtlich als auch zeitlich (Bildwiederholfrequenz von ca. 880Hz) aufzunehmen. Exemplarisch für alle Thermografieaufnahmen ist in Abbildung 36 eine Aufnahme

dargestellt. Dieses Thermografiebild zeigt den Zeitpunkt t=2,37s des Beispielfusionsversuchs, worauf die zwei Elektrodenplanflächen, das zu fusionierende Gewebe und das ROI (region of interest) zur Auswertung des zeitlichen Temperaturverlaufs abgebildet sind. Zur besseren Verdeutlichung der Lage der Thermokamerabildebene, kann Abbildung 34 herangezogen werden. In dieser schematischen Darstellung liegt die Bildebene auf der vorderen Schnittfläche. In Abbildung 36 sind Elektroden und Elektrodenhalterung durch die Farbe Blau als „kalte“ Bereiche (siehe Temperaturlegende) gekennzeichnet, wohingegen das Gewebe zwischen den Elektroden schon deutlich erwärmt ist. Um aus den Einzelbildern des gesamten Versuchs einen zeitlichen Temperaturverlauf zu generieren, ist mittig im Gewebe ein ROI (region of interest) definiert worden. Innerhalb dieses ROI werden für jedes Bild alle Pixelwerte gemittelt und über der Zeit aufgetragen. Dieser zeitliche Temperaturverlauf stellt für die Auswertung aller Versuche dieser Versuchsreihe die grundlegende Messwertebasis dar (siehe exemplarischer Versuch in Abbildung 38).

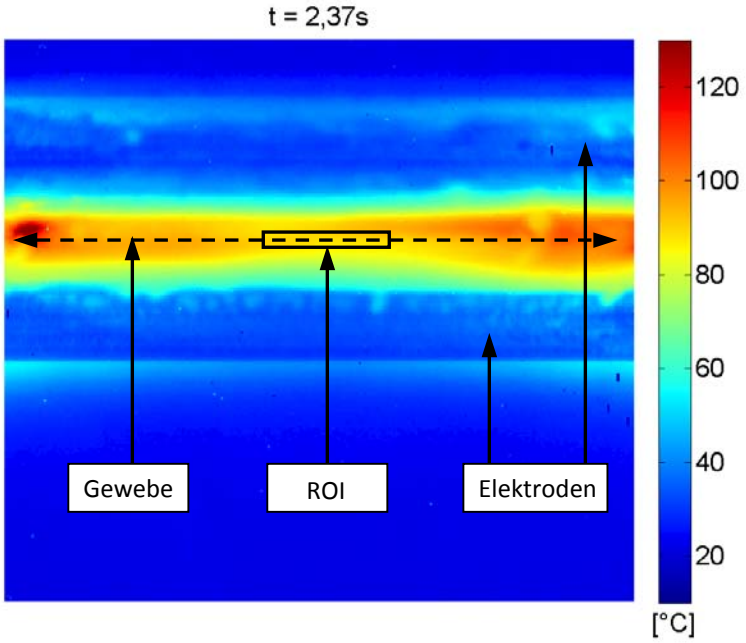


**Abbildung 36:** **Erklärung zur Thermografiedarstellung und –auswertung. Zu sehen sind die zwei Planflächen der Metalllaborelektroden, das Gewebe zwischen den Elektroden (schematisch markiert als gestrichelter Doppelpfeil) sowie das schematisch gezeichnete ROI zur Temperaturmittelwertbildung.**

Nachfolgend sind in Abbildung 37 zwölf Thermografiebilder zu verschiedenen Zeitpunkten des Beispielversuchs gezeigt. Zur besseren zeitlichen Einordnung sind diese Zeitpunkte mit Pfeilen im Temperaturverlauf in Abbildung 38 markiert. Das Bild zum Zeitpunkt t=0s zeigt flächig Raumtemperatur, wobei die zwei Elektroden sich durch ein etwas dunkleres Blau abheben. In den nachfolgenden Bildern wird die anschließende Gewebeerwärmung (Farbverlauf Gelb bis Rot) zuerst an den seitlichen Rändern des gepressten Gewebes erzeugt (höhere Stromdichte wegen fehlender Arterienlumengrenzfläche).

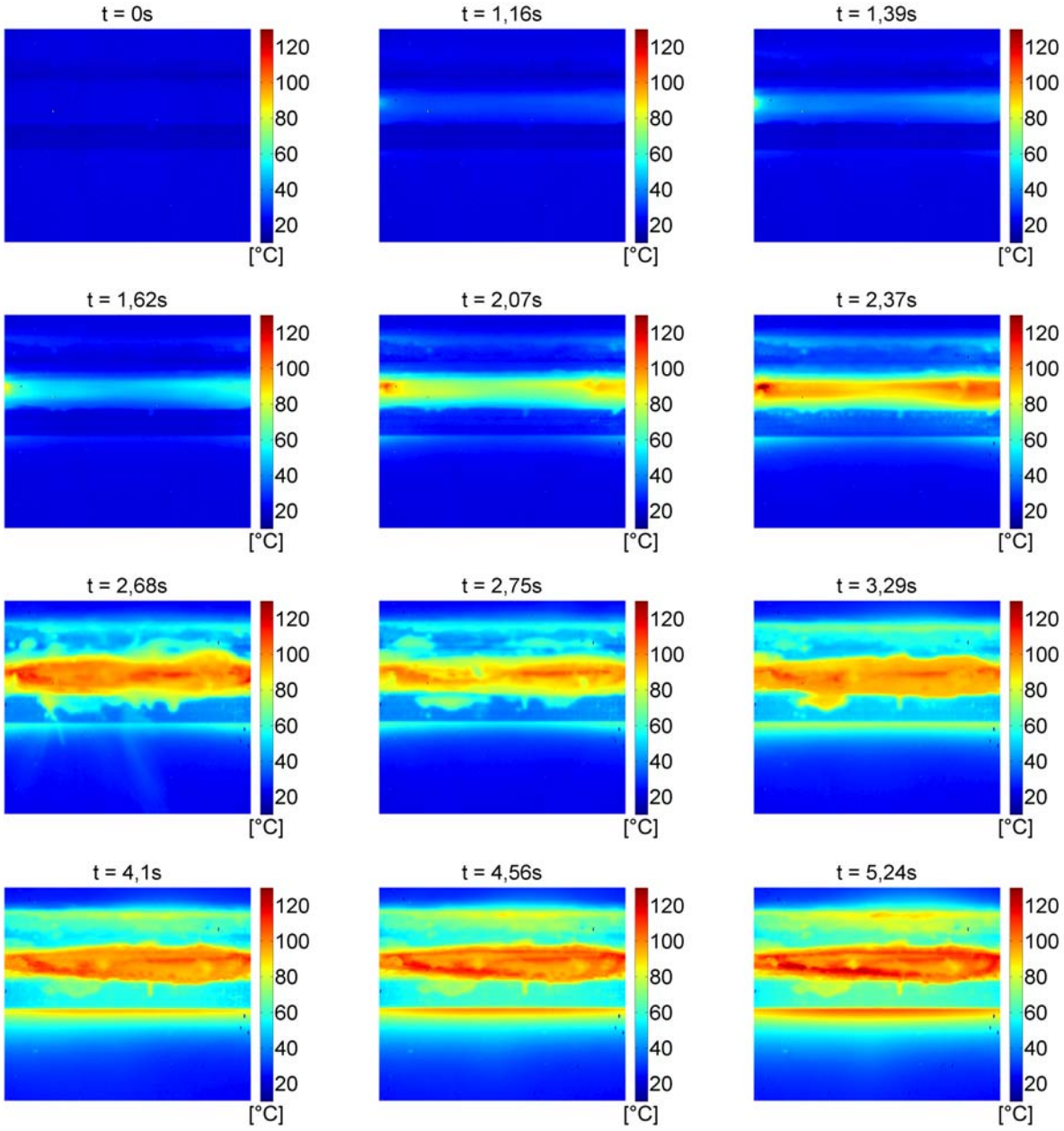


**Abbildung 37: Darstellung zwölf exemplarischer Thermografiebilder (zu bestimmten Zeitpunkten) des Thermografiebeispielversuchs. Die einzelnen Zeitpunkte sind zusätzlich in Abbildung 38 als Pfeile markiert.**

Anschließend verbreitert sich die Erwärmung in die Mitte der Probe, wobei sich hier in vertikaler Probenausdehnung zuerst die Probenmitte mit der Grenzfläche zwischen den beiden Gefäßwänden erwärmt. Während dieser anfänglichen stetigen Gewebeerwärmung bewegt sich die Impedanz in der *Heating – Phase* (Prozessphasendefinition in Kapitel 2.2.2) bzw. auf deren Minimalniveau. Zum Zeitpunkt t=2,68s ist im Thermografiebild eine heftige Wasserdampfentweichung und Blasenbildung zu erkennen. In Korrelation mit Abbildung 38 ist zu diesem Zeitpunkt die Maximaltemperatur von ca. 106°C (blauer Graph) erreicht und die Impedanz steht kurz vor deren Umschlag (grüner Graph). Der Energieeintrag in der *Heating – Phase* führt somit zum Start des Wasserverdampfungsvorgangs im Gewebe. Dem nach dem Temperaturmaximum folgenden kleinen Temperaturabfall, folgt ein erneutes stetiges Erwärmen auf ca. 102°C zum Prozessende. Dieser geringe Temperaturanstieg bzw. das Halten der Temperatur auf dem Niveau von ca. 100°C in der *Keeping – Phase* wird erreicht durch das relativ niedrige Leistungsniveau (konstanter Energieeintrag in der *Keeping – Phase*), welches wiederum geregelt wird über das Einhalten der konstanten Impedanzsteigung von ca. 80Ω/s.

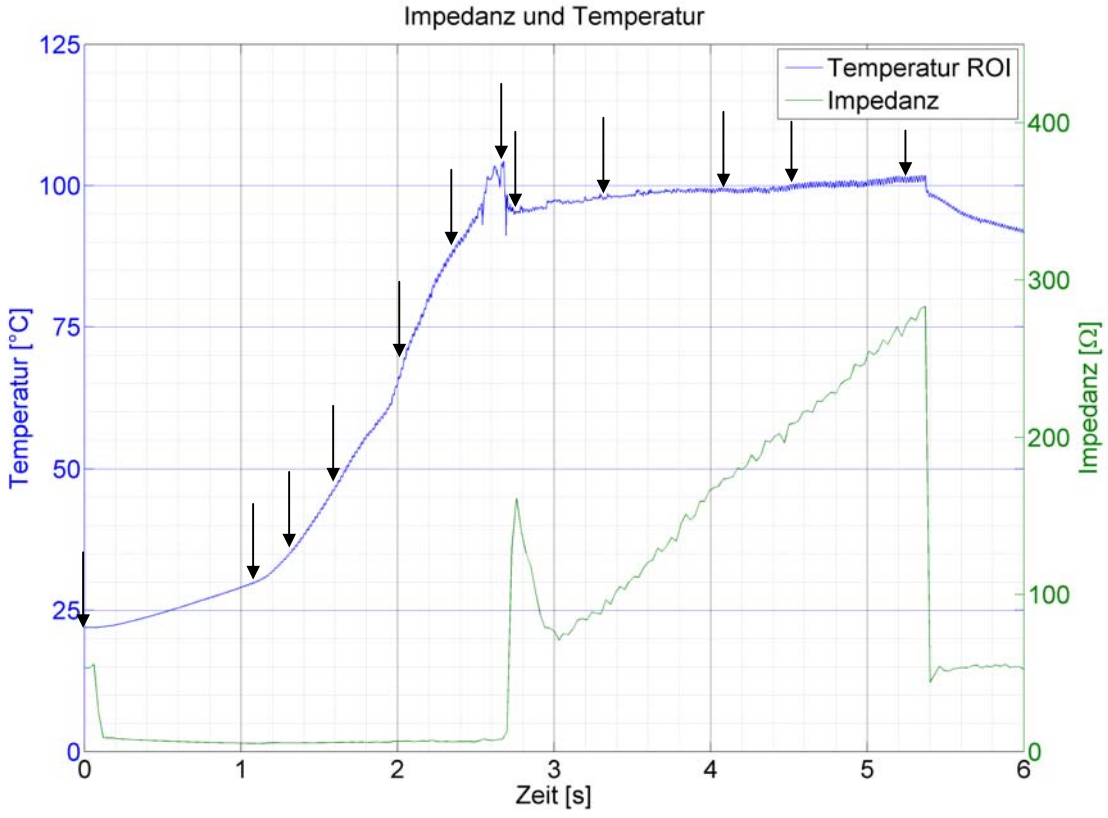


**Abbildung 38: Auftragen der Prozesstemperatur (Mittelwert aus dem ROI) und der Impedanz über der Zeit des Beispielversuchs für die Thermografieauswertung.**

Durch die Thermografie wird zusätzlich weiter die Funktion der *Keeping – Phase* verdeutlicht. In dieser Phase wird ein konstantes Sieden der Gewebeflüssigkeit beobachtet, welches durch das Temperaturniveau aus den Prozessverläufen bestätigt wird (konstant um 100°C). Im letzten Thermografiebild der Abbildung 37 zum Zeitpunkt t=5,24s sind ortsabhängig tiefrote Bereiche zu finden, was auf heiße Gewebestellen schließen lässt. In diesen „Hotspots“ liegt die Temperatur deutlich höher (T>120°C) als die zu diesem Zeitpunkt durch das ROI ermittelte Temperatur. Das zeigt, dass durch langen Energieeintrag die Gewebetemperatur in kleinen Bereichen sehr hoch werden kann.

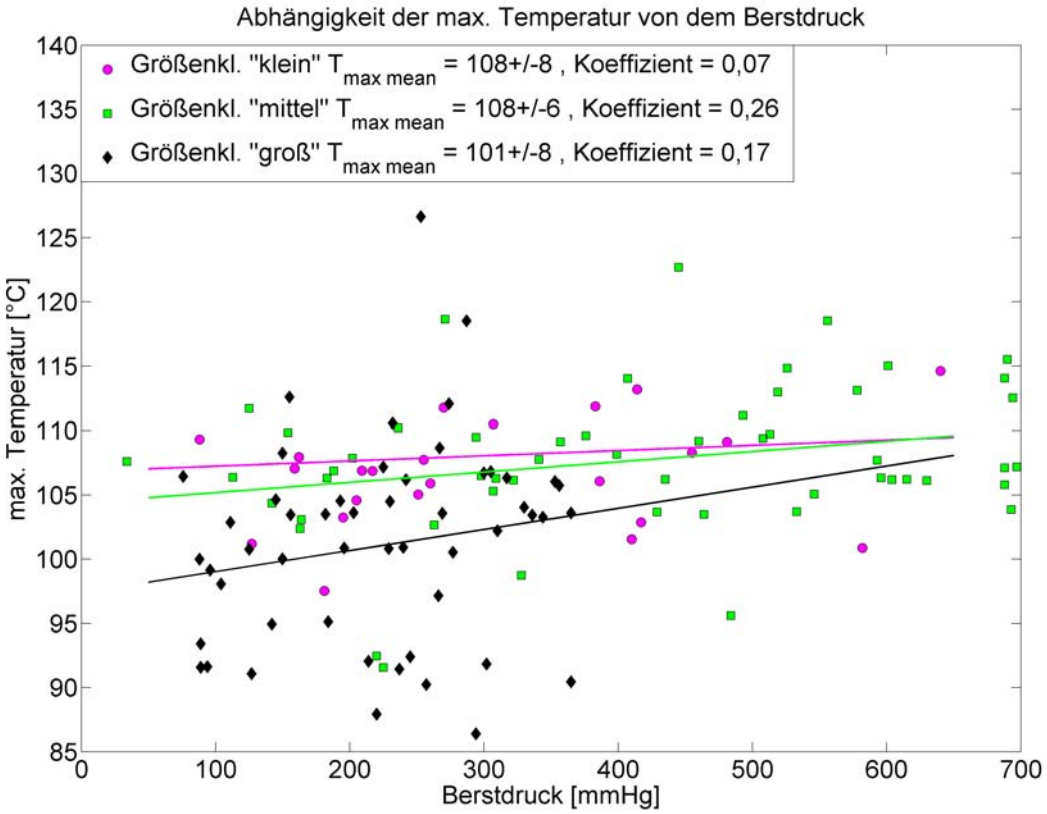


**Abbildung 39: Auftragen aller Temperaturmaximalwerte zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags über der jeweiligen Berstdruckfestigkeit. Dargestellt in der Legende sind Mittelwerte und Standardabweichung der Maximaltemperatur sowie die Korrelationskoeffizienten.**

Bezüglich der Auswertung der 131 vorhandenen Temperaturverläufe (Anzahl der Versuche der gesamten Versuchsreihe), wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Berstdruckfestigkeit der Arterien im Zusammenhang mit der Maximaltemperatur zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags steht. Dafür wurde in Abbildung 39 jeweils der Temperaturmaximalwert

über dem dazugehörigen Berstdruck aufgetragen (Größenklassendifferenzierung). Eine Korrelation dieser Abhängigkeit ist durch die Berechnung der Koeffizienten (siehe Legende in Abbildung 39) nicht vorhanden. Alle Mittelwerte der Größenklassen liegen auf dem Niveau von ca. 105°C (siehe Legende in Abbildung 39), ähnlich dem Beispielversuch. Vor allem in der Größenklasse „groß“ zeigen mehrere Versuche deutlich geringere Werte. Es könnte sich hierbei ein Zusammenhang mit der Flächenpressung ergeben. Die Auswertung der Daten in Abbildung 40 und die Berechnung der Korrelationskoeffizienten zeigt deutlich, dass die Maximaltemperatur nicht von der Flächenpressung des Gewebes abhängt.

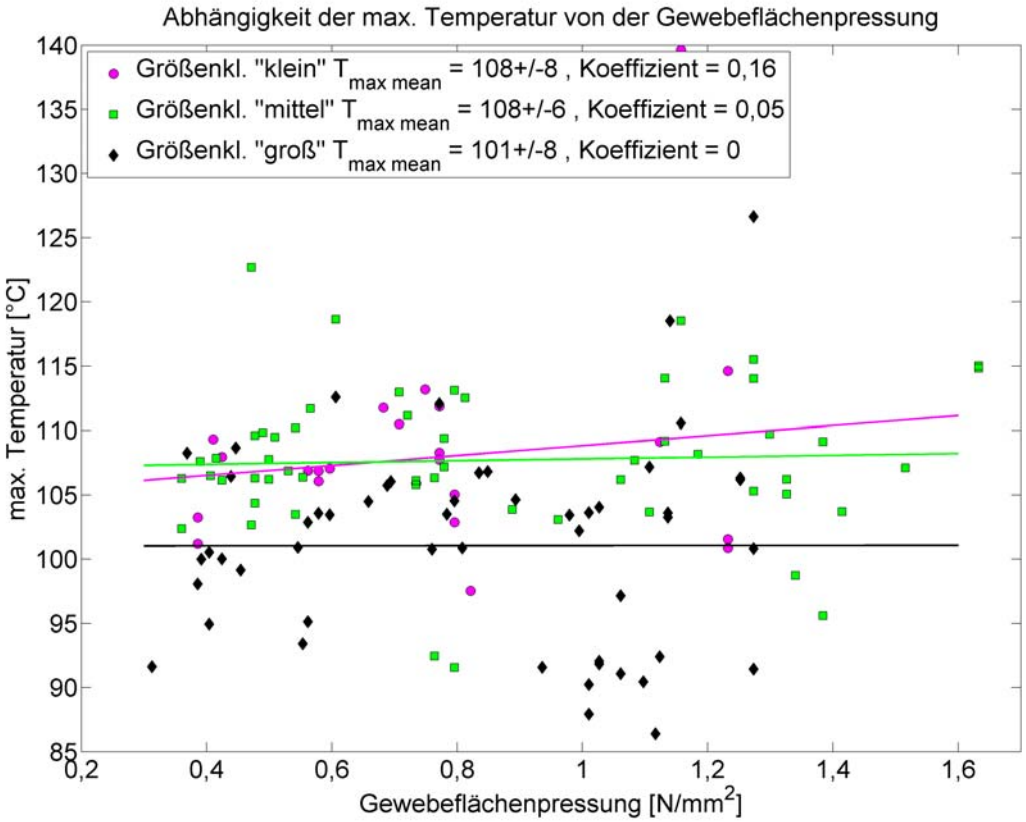


**Abbildung 40: Auftragen aller Temperaturmaximalwerte zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags über der jeweiligen Gewebeflächenpressung. Dargestellt in der Legende sind Mittelwerte und Standardabweichung der Maximaltemperatur sowie die Korrelationskoeffizienten.**

**Interpretation der Ergebnisse**

Die Auswertung der Daten ergibt eine eindeutige Abhängigkeit der Berstdruckfestigkeit von der Gewebeflächenpressung. Diesbezüglich zeigt sich ein optimales Prozessfenster für die Flächenpressung von 1N/mm$^2$ bis 1,2N/mm$^2$. Anwendungsbezogen lässt sich eine dynamische Druckkraftgenerierung, welche abhängig ist von der Gewebeauflagefläche um eine konstante Flächenpressung zu erzeugen, in einem Applikator nur schlecht umsetzen. Es muss mit einer vordefinierten, für alle Gewebe geltenden Druckkraft von 30N – 50N (beste Berstdruckfestigkeiten aus dieser Untersuchung) gearbeitet werden. Die thermografische Prozessauswertung bestätigt die Hypothese, dass der Energieeintrag in das Gewebe zu einer Gewebeflüssigkeitsverdampfung führt. Es können Maximaltemperaturen zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags von >100°C nachgewiesen werden. Auch im weiteren Prozessverlauf stellt sich ein Temperaturniveau von ca. 100°C ein und erzeugt dadurch in der *Keeping – Phase* ein Austrocknen (Verlust der Gewebeflüssigkeit) des Gewebes. Dieses Temperaturregime kann gehalten werden, solange Wasser im Gewebe vorhanden ist. Ist dieses komplett verdampft, wird die Temperatur steigen und zu Karbonisationen führen. Dies gilt es zu vermeiden und über die Prozessregelung den optimalen Zeitpunkt für das Prozessende zu definieren.

### 2.2.4. Versuchsreihe 3 – Bewertung der Berstdruckfestigkeit bei Prozessabbruch nach unterschiedlichen Zeiten

Aus den vorhergehenden Untersuchungen zeigt sich, dass vor allem die *Keeping – Phase* zum Verlust des Gewebewassers führt. Daher wird vermutet, dass die Festigkeit der Gewebefusion primär in dieser Prozessphase generiert wird. Um diese Vermutung zu untersuchen, zielt diese Versuchsreihe auf die Beleuchtung des Einflusses der Dauer der *Keeping – Phase* auf die Berstdruckfestigkeit der Arterien. Wie in der Versuchsbeschreibung in Kapitel 2.1.5 beschrieben ist, muss in den Versuchsaufbau ein zweiter Delaygenerator integriert werden. Dieser hat die Aufgabe nach einem Triggerereignis im Prozess diesen nach einer bestimmten Zeit zu beenden. Das Triggerereignis muss zu dem Prozesszeitpunkt generiert werden, an dem sich der Übergang von der *Heating – Phase* zur *Keeping – Phase* ereignet (also zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags). Um diesen Zeitpunkt online während des Prozesses zu detektieren, wird der Wechselstrom direkt im Oszilloskop intern auf den

Effektivwert umgerechnet. Das Triggerereignis stellt folglich das Strommaximum (siehe Abbildung 41 links) dar (zeitgleich mit dem Impedanzumschlag).

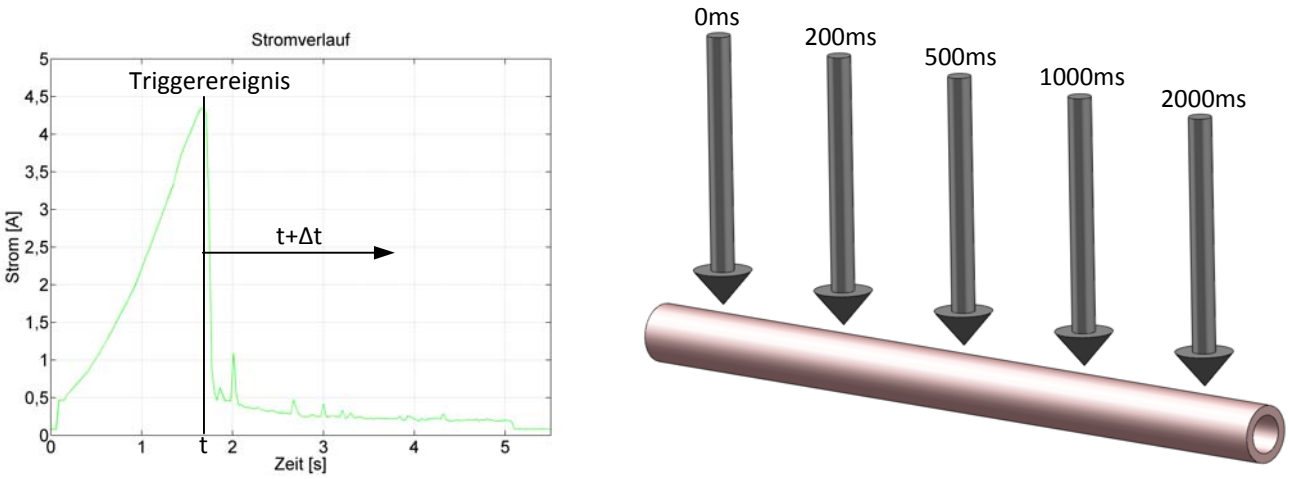


**Abbildung 41:** **links: Darstellung des Triggerereignis und der anschließenden definierten Zeitspanne Δt im Stromverlauf**
**rechts: Schematische Darstellung der Fusionsvorgehensweise (alle fünf Gewebefusionen) an einem Arterienstück**

Die verschiedenen Zeitspannen Δt bis zum Prozessabbruch nach dem Triggerereignis belaufen sich auf 0ms, 200ms, 500ms, 100ms und 2000ms. Zu jeder dieser Zeiten werden 5 Versuche durchgeführt. Um den Einfluss möglicher Gewebeunterschiede zwischen den Arterienstücken zu unterbinden, wird an einem längeren Arterienstück jeweils ein Versuch für jede Zeitspanne durchgeführt (siehe Abbildung 41 rechts). So wird garantiert, dass innerhalb der einzelnen Zeitspannen keine Berstdruckfestigkeitsstreuung auf Grund von Gewebeunterschieden erzeugt wird. Als Elektrodenpaar kommt das LigaSure Impact™ Instrument zum Einsatz. Bezüglich des Gewebes werden ausschließlich Arterien (Spezies Schwein) aus der Größenklasse „mittel“ verwendet. Als Ergebnis zeigt Abbildung 42 eine Zunahme der Berstdruckmittelwerte mit zunehmender Dauer der *Keeping – Phase*, wobei selbst zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags schon im Mittel eine Festigkeit von ca. 450mmHg erreicht wird. Ein deutlicher Effekt ist jedoch die Minimierung der Standardabweichung mit zunehmender Prozessdauer. Ausreißer mit geringen Festigkeitswerten werden bei höherer Zeitdauer (im Gegensatz zum Zeitpunkt 0ms) nicht produziert. Die Länge der *Keeping – Phase* hat also erheblichen Einfluss auf die Zuverlässigkeit und Reproduzierbarkeit einer festen Gewebefusion.

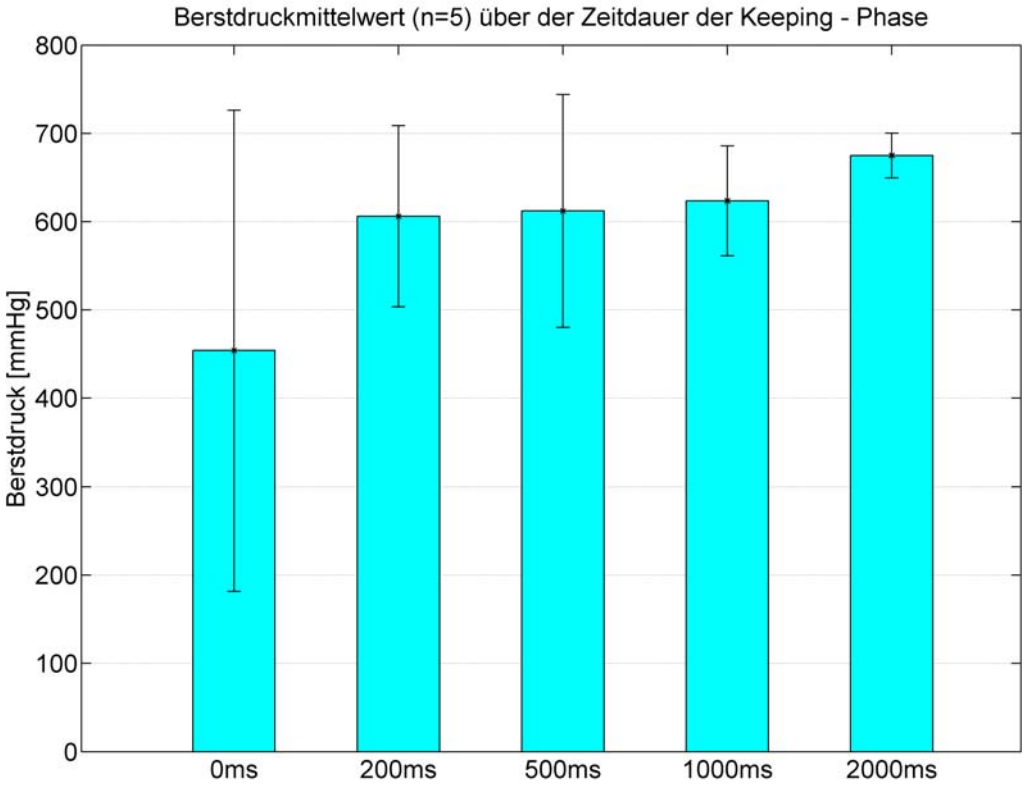


**Abbildung 42: Auftragen der gemittelten (n=5) Berstdruckfestigkeit über den einzelnen Zeitspannen der *Keeping – Phase***

### Interpretation der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Untersuchung zeigen deutlich, dass mit zunehmender Dauer der *Keeping – Phase* die Berstdruckfestigkeit im Mittel zwar nur geringfügig erhöht werden kann, jedoch durch Minimierung der Standardabweichung die Reproduzierbarkeit der festen Fusionen signifikant erhöht wird. Die Thermografieergebnisse zeigen, dass in der *Keeping – Phase* das Gewebe konstant Siedetemperatur aufweist und dadurch einen Wasserverlust erleidet. Bezüglich des Gewebes bedeutet dies, dass der Gesamtenergieeintrag ausreichen muss, um eine entsprechend hohe Gewebeaustrocknung zu erzeugen und somit eine feste Verbindung zu garantieren.

### 2.2.5. Versuchsreihe 4 – Untersuchung des HF – Fusionsprozesses mit Schweinedickdarmgewebe

Aus der Aufgabenstellung dieser Arbeit geht hervor, dass die Fusionsuntersuchung von biologischem Gewebe sich nicht ausschließlich auf die Fusion von Arterien beschränkten sondern zusätzlich an Dickdarm untersucht werden soll. Deswegen stellt diese Versuchsreihe 4 die Untersuchung des HF Gewebefusionsprozesses an Dickdarmgewebe der Spezies Schwein dar. Hierfür sind in Kapitel 2.1.2 der Versuchsaufbau und in Kapitel 2.1.5 die Planung und Durchführung der Versuche beschrieben. Die Probenbeschaffung und Präparation ist in Kapitel 2.1.4 erläutert. Im ersten Versuchsreihenabschnitt werden die elektrischen Größen mittels fünf Versuchen (alle mit Verwendung des LigaSure Impact™ Instruments) untersucht. Abbildung 43 zeigt die normierten Strom-, Spannungs-, Leistungs- und Impedanzverläufe des ersten (exemplarisch) der fünf durchgeführten Versuche.

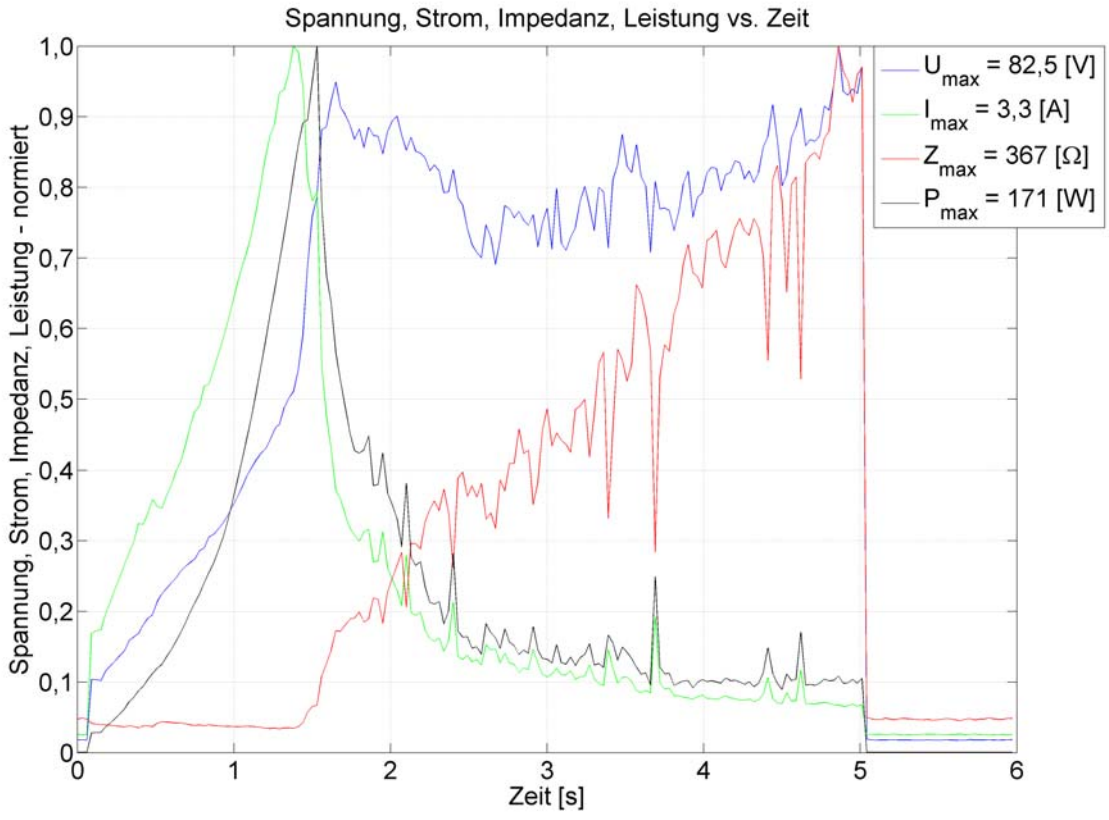


**Abbildung 43: Normierter Strom-, Spannung-, Leistung- und Impedanzverlauf des exemplarisch dargestellten Versuchs der Versuchsreihe zur Untersuchung der elektrischen Parameter bei der Fusion von Dickdarmgewebe**

Innerhalb dieser Verläufe sind die einzelnen, in den vorhergehenden Untersuchungen an Arterien definierten Prozessphasen (*Sensing – Phase*, *Heating – Phase* und *Keeping – Phase*) gut erkennbar. Bezüglich der Verlaufscharakteristik sind ebenfalls keine Unterschiede zu den Ergebnissen mit Arterien zu nennen. Für die Auswertung aller fünf Versuche werden die charakteristischen Prozesskennwerte (die Definition der Kennwerte und deren Zeitpunkte im Prozess ist in Versuchsreihe 1 erfolgt) herangezogen. Die jeweiligen Mittelwerte und Standardabweichungen sind zum einen grafisch als Balkendiagramme in Abbildung 44 als auch tabellarisch in Tabelle 17 im Anhang A3 gezeigt. Daraus kann festgestellt werden, dass sich der Regelprozess des Generators bei der Verwendung von Darmgewebe gleich verhält. Dieser appliziert in der *Sensing – Phase* ebenfalls für ca. 100ms eine konstante Leistung von 5W (P_Sensing=5±0,2W). Die nachfolgende, nichtlineare gesteuerte Leistungsrampe führt zu einem ähnlich hohen gemitteltem Leistungsmaximum von 150±25W. Zu diesem Zeitpunkt ereignet sich ebenfalls der Impedanzumschlag, wobei dieser bei Darmgewebe etwas gedämpft auftritt (siehe Prozessverlauf in Abbildung 43). Insgesamt wird der Prozess gleichfalls durch die Stellgrößen Spannung/Strom geführt. Die SOLL – Größe bezüglich der *Keeping – Phase* kann wie beim Prozess mit Arterien der Impedanzsteigung zugeschrieben werden. Auch bei Darmgewebe stellt sich eine konstante Impedanzerhöhung von 80,1±1,7Ω/s ein. Die gesamte applizierte Energie zeigt mit 171±23J ein ähnliches Niveau wie Arterien der Größenklasse „groß“, wobei der prozentuale Anteil des Energieeintrags in der *Heating – Phase* mit 38,2±5,4% um ca. 24% niedriger liegt (62,6±7,1% bei Größenklasse „groß“).

Die akustische Prozessbewertung des Generators ergab für alle fünf Versuche ein positives Ergebnis. Eine Prüfung der Berstdruckfestigkeit war aufgrund der völlig anderen Probengeometrie nicht möglich. Es wurde lediglich eine subjektive, optische Bewertung der Fusionsstelle durchgeführt. Diese ergab für alle Versuche subjektiv eine feste Verbindung (Verbindung war durch leichten Zug an den zwei Probenenden nicht zu lösen).

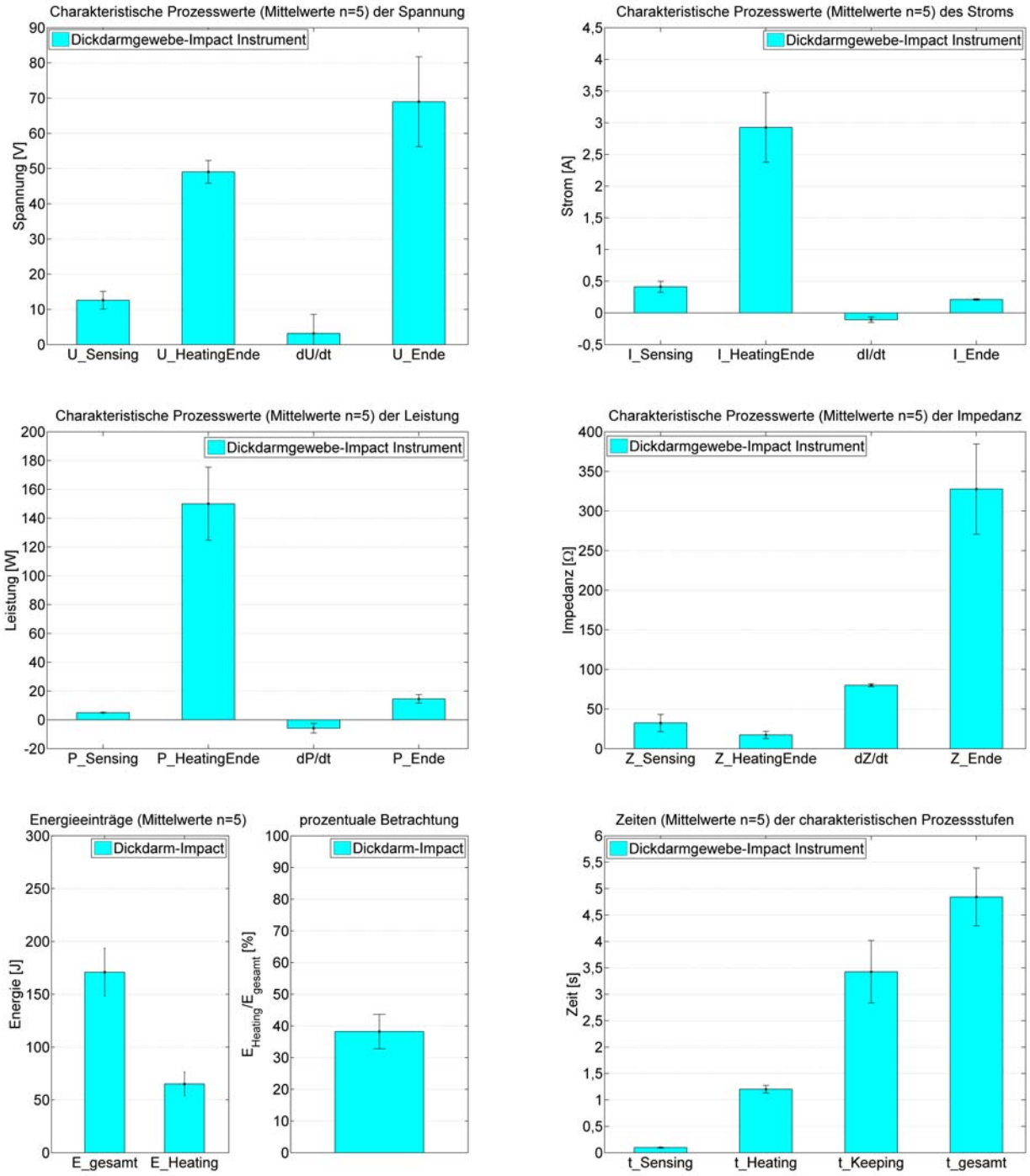


**Abbildung 44: Auswertung der elektrischen Größen sowie Energieeintrag und Prozesszeiten der Versuchsreihe bezüglich deren Mittelwerte zu den charakteristischen Prozesszeitpunkten**

**Thermografische Prozessbetrachtung**

Für die thermografische Prozessbewertung von Dickdarmgewebefusionen wird die gleiche Vorgehensweise bezüglich Versuchsdurchführung und –auswertung wie bei der Arterienprozessbetrachtung verwendet. Der Versuchsreihenumfang für diese Thermografie ist mit sechs Versuchen definiert und es soll festgestellt werden, ob der Temperaturverlauf bzw. sich die Charakteristik der Temperatur bei Dickdarmfusionen im Vergleich zu Arterienfusionen ändert. Für die Druckkraft der Laborelektroden auf das Gewebe wurde eine Kraft von 40N gewählt. Dies ergibt bei einer gepressten Gewebefläche von ca. 80mm$^2$ (8mm breite Gewebeproben verbreitern sich unter Druck auf ca. 16mm. Dies ergibt bei einer Elektrodenbreite von 5mm eine Fläche von 80mm$^2$) eine Flächenpressung von ca. 0,5N/mm$^2$. Einen Wert von >1N/mm$^2$, welcher sich als optimal bei Arteriengewebe ergeben hat, ist durch die unterschiedliche Gewebestruktur bei Dickdarm nicht anwendbar. Das Gewebe komprimiert sich so stark, dass es zu mechanischen Gewebeverletzungen allein durch den Druck kommen kann. Zusätzlich generiert der dadurch sehr geringe Elektrodenabstand (<200µm) Stromüberschläge, welche ebenfalls das Gewebe schädigen.

Die Thermografieaufnahmen werden an einem Versuchsbeispiel in Abbildung 45 dargestellt. Der in der linken Abbildung gezeigte normierte Verlauf der elektrischen Prozessgrößen lässt einen relativ unruhigen Prozessverlauf erkennen. Explizit sind am Anfang der *Keeping – Phase* zwei Impedanzeinbrüche zu erkennen, welchen entsprechend mit einem Leistungssprung (Erhöhung von Strom und Spannung) entgegen geregelt wird. Diese „unruhigen“ Prozesse waren in allen sechs Versuchen ähnlich ausgeprägt. Dieses Verhalten ist wahrscheinlich auf die Kombination des Dickdarmgewebes mit den Laborelektroden zurückzuführen. Der Temperaturverlauf in der rechten Abbildung ist ähnlich dem der Arterienfusionsprozesse. Ausgeprägt sind ebenfalls eine Temperaturspitze (deutlich über 100°C) zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags, der folgende geringfügige Abfall unter 100°C und eine anschließende stetige Erwärmung über die zeit der *Keeping – Phase* erneut bis auf über 100°C. In diesem Beispiel bildet sich der zweite Impedanzeinbruch in der *Keeping – Phase* auch in Form eines Abfalls im Temperaturverlauf ab. Erst durch das Erhöhen der Leistung wird der Temperaturabfall abgefangen. Anschließend stellt sich der Temperaturverlauf bis zum Prozessende wesentlich verrauschter als bei den Arterienfusionen dar. Dieser Effekt ist mit einem permanenten Verdampfen von Wasser aus

der Bildebene der Thermokamera verbunden. Das heißt, die Thermokamera registriert ein zyklisches Pulsieren von Dampfblasen, welche zu solch einem Signal führen. Die thermografische Auswertung der Arterienfusionen zeigten diesen Effekt in diesem Ausmaß nicht.

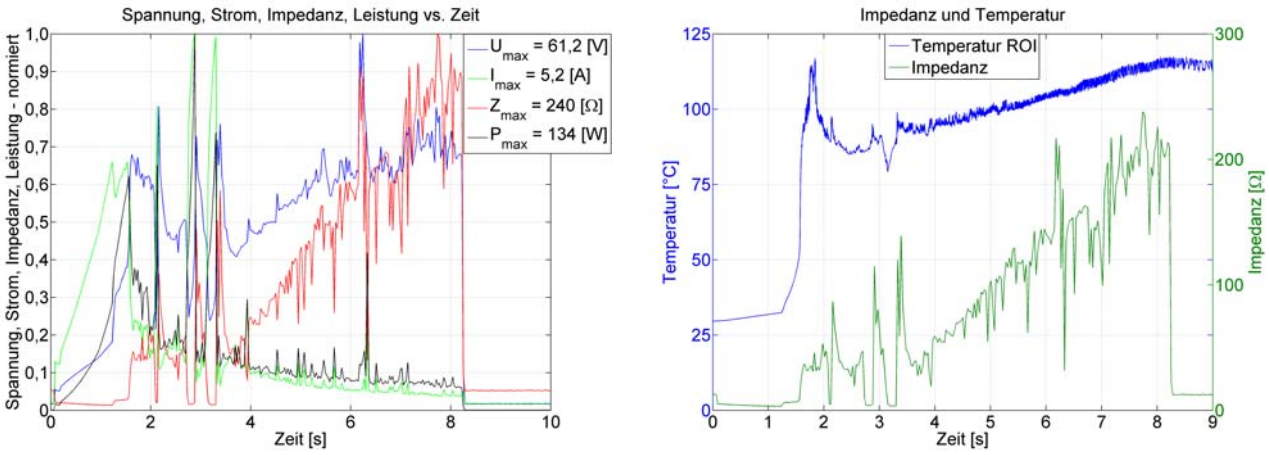


**Abbildung 45:** **links: Darstellung der normierten elektrischen Größen Strom, Spannung, Leistung und Impedanz eines exemplarischen Versuchs aus der Versuchsreihe der Dickdarmthermografie rechts: Auftragen des Temperaturverlaufs und der Impedanz des exemplarischen Versuchs aus der Versuchsreihe der Dickdarmthermografie**

### Interpretation der Ergebnisse

Die Auswertung ergibt keinen deutlichen Prozessunterschied bezüglich der elektrischen Größen. Auch bei der Fusion von Dickdarmgewebe zeigen sich die drei Prozessphasen (*Sensing – Phase*, *Heating – Phase* und *Keeping – Phase*). Lediglich der Energieeintrag stellt sich unterschiedlich dar. Diesbezüglich zeigen die Ergebnisse, dass bei der Fusion von Dickdarmgewebe prozentual weniger Energie bis zum Impedanzumschlag benötigt wird, was möglicherweise auf die andere Gewebestruktur und das unterschiedliche „Quetschverhalten“ durch die Flächenpressung zurückzuführen ist. Es wurde beobachtet, dass sich das Darmgewebe durch die Flächenpressung wesentlich dünner komprimieren lässt als Arterien. Ein Grund hierfür könnte das Fehlen einer kompakten Gewebemuskelstruktur ähnlich der *tunica media* in den Arterien sein. Um jedoch ein vergleichbares Gesamtenergieeintragsniveau in einer sehr ähnlichen Prozessgesamtzeit zu erreichen, wird durch einen weniger starken Leistungsabfall (P_Ende=14,5±2,9W anstatt ca. 9W bei Arterien) in der *Keeping – Phase* vergleichsweise mehr Energie in das Gewebe eingebracht. Auch im Temperaturverlauf ist ein Unterschied innerhalb der *Keeping – Phase* zu erkennen. Die Ergebnisse zeigen eine deutlich stärker verrauschte Verlaufscharakteristik für

Darmgewebe in der *Keeping – Phase* was auf das Austreten von Wasserdampf durch die Bildebene der Thermokamera zurückzuführen ist. Grund für diesen unterschiedlichen Temperaturverlauf ist der unterschiedlich hohe Wassergehalt der zwei Gewebearten. In der Literatur wird für menschliche Arterien ein Wassergehalt von 53% bis 78% und für Darmgewebe 77% bis 82% angegeben ([14] S.320). Beim Menschen ist also grundsätzlich ein höherer Wassergehalt im Dickdarm als in den Arterien vorhanden. Im Vergleich dazu zeigen Jones et al. für Hundearterien einen Wassergehalt von 72,1% [26] sowie Zelis et al. für Hundeaorta einen Wassergehalt von 69,2% [76]. Der Wassergehalt von Rattendarmgewebe wird bei Reinoso et al. mit 74,9% angegeben [48]. Dies zeigt, dass der prozentuale Wassergehaltunterschied von Arterien und Dickdarm auch bei Tieren vorhanden ist. So kann davon ausgegangen werden, dass auch bei der Spezies Schwein diesbezüglich ein Unterschied vorliegt und der Dickdarm einen höheren Wassergehalt als Arterien aufweist.

## 2.3. Zusammenfassung

Durch die Versuchsreihen 1-3 werden die ForceTriad™ Regelcharakteristik, die sich daraus ergebene Gewebeprozesstemperatur der Einfluss des angeschlossenen Instruments auf den Prozess, sowie der Zusammenhang der Gewebeflächenpressung auf die Berstdruckfestigkeit beschrieben. Das Darstellen der elektrischen Größen über die Prozesszeit zeigt eindeutig drei Phasen, in denen der Fusionsprozess abläuft. In der *Sensing – Phase* wird zunächst durch eine Leistung von ca. 5W und 100ms eine Charakterisierung des Gewebes durchgeführt, wobei die daraus gewonnenen Informationen im weiteren Prozess Einfluss nehmen. Die folgende Phase (*Heating – Phase*) generiert durch eine massive Leistungserhöhung bis auf 220W einen Energieeintrag, welcher die Gewebeflüssigkeit zum Verdampfen bringt (>100°C). Bis zu diesem Punkt des Leistungsmaximums sinkt die Impedanz stetig auf ein Minimum von ca. 10Ω, um danach schlagartig zu steigen (Impedanzumschlag). Dieser Punkt markiert den Übergang zur *Keeping – Phase*, welche die Funktion einnimmt, durch das Regeln auf eine konstante Impedanzsteigung (ca. 80Ω/s) das Gewebe konstant auf Siedetemperatur zu halten und somit das Gewebe auszutrocknen. Im Bezug auf diese Prozesscharakteristik und das Temperaturgefüge kann bei Variation der Instrumente kein Unterschied festgestellt werden. Lediglich die sich einstellenden Werteniveaus (auch begründet durch eine

Strombegrenzung im Falle des LigaSure™ STD Instruments) sind teilweise unterschiedlich (siehe Tabelle 15 im Anhang A1). Die Beendigung des Fusionsprozesses ist wahrscheinlich abhängig vom Energieeintrag bis zum Impedanzumschlag sowie von der Impedanzinformation aus der *Sensing – Phase* (Berechnung einer benötigten Gesamtenergie). Dass eine drastische Prozessverkürzung bis zum Zeitpunkt des Impedanzumschlags eine Verschlechterung sowie eine nicht reproduzierbare Versiegelung erzeugt, wird in Versuchsreihe 3 bestätigt. Nur durch das Halten des Temperaturniveaus wird ein entsprechender Wasserverlust generiert, welcher für eine feste, reproduzierbare Verbindung scheinbar wichtig ist. Der zweite (neben der Temperatur) direkte Gewebeeinflussparameter stellt die Gewebeflächenpressung auf das Gewebe dar. Hierbei kristallisierte sich ein Wert zwischen 1N/mm$^2$ bis 1,2N/mm$^2$ für Arterien als optimal heraus. Die vierte Untersuchung zielte auf das Testen des ForceTriad™ Fusionsvermögens an Dickdarmgewebe. Auch bei der Fusion dieses strukturell unterschiedlichen Gewebes zeigt der Generator die gleiche Regelcharakteristik. Die drei Prozessphasen sind ebenso vorhanden, wobei sich einzelnen Werteniveaus der elektrischen Größen und vor allem die des Energieeintrags zum Arteriengewebe unterscheiden. So wird in der *Heating – Phase* anteilig zum Gesamtenergieeintrag weniger appliziert. Daraufhin zeigt sich bei ähnlichem Gesamtenergieeintrag und Prozessdauer, dass bei Verwendung von Dickdarmgewebe das Leistungsniveau in der *Keeping – Phase* höher liegt. Zusätzlich ist durch die Auswertung der Thermografie ein deutlich unruhigerer Verlauf in dieser Prozessphase zu erkennen. Begründet ist dies durch ein permanentes Ausstoßen von Wasserdampfblasen durch die Bildebene in Richtung Kamera. Dies ist ein deutlicher Unterschied zu dem Arteriengewebe und lässt sich durch den höheren Wassergehalt von Dickdarmgewebe erklären (siehe Literatur in 2.2.5).

Das aus dem HF – Gewebefusionsprozess erarbeitete Wissen wird im nachfolgenden Kapitel 3 aufgegriffen und in der Entwicklung eines neuartigen Dickdarmfusionsprozesses verwendet. Wie schon im Kapitel „Struktur und Ziel dieser Arbeit“ beschrieben ist, stellt diesbezüglich die Entkopplung der Energieeinbringung von dem Regelungsfeedbackgröße ein wichtiges Unterscheidungsmerkmal gegenüber dem HF – Prozess dar. Es kann somit mittels des Lasers der notwendige thermische Effekt erzeugt werden, während die Messung der Gewebeimpedanz als Regelungsfeedbackgröße unabhängig davon ist.

# 3. Entwicklung eines lasergestützten Gewebefusionsprozesses

In der Aufgabenstellung (siehe Einleitung) ist die Entwicklung und Validierung eines laserbasierten Gewebefusionsprozesses beschrieben. Diesbezüglich wurde die zuvor erläuterte Untersuchung des HF – Gewebefusionsprozesses (Kapitel 2) durchgeführt, um die daraus gewonnenen Ergebnisse und Erkenntnisse in die Entwicklung einfließen zu lassen bzw. vor allem als Basis der Eigenentwicklung verwenden zu können. Der HF – Prozess und dessen Charakteristik werden zunächst als Vorbild für die Entwicklung angesehen, um anschließend eine stetige Optimierung des laserbasierten Gewebefusionsprozesses durchführen zu können. Im Kern dieses Technologietransfers steht der Wechsel der Energiequelle von einer elektrischen auf eine optische. Ein großer Vorteil dieses Energiequellenwechsels ist die Unabhängigkeit zwischen der Energieeinbringung in das Gewebe mittels Licht und der Regelungsfeedbackgröße – der Gewebeimpedanz. Die entsprechenden Versuchsdurchführungen zur lasergestützten Gewebefusion werden mit einem Laboraufbau durchgeführt. Dabei soll, vergleichbar zum Laboraufbau in der HF – Gewebeuntersuchung, die Druckkraft bzw. Flächenpressung variabel einstellbar sein. Des Weiteren soll während des Prozesses eine Impedanzmessung möglich sein, welche gegebenenfalls als Feedbackparameter für eine Regelung der Laserleistung genutzt werden soll. Die genaue Definition der Anforderungen an den Laboraufbau wird später in Kapitel 3.1.1 beschrieben.

Der Laser fungiert als Energiequelle zur Erwärmung des Gewebes. Zum Start der Versuchsaufbau- und Prozessentwicklung muss die richtige Auslegung des Laser vorgenommen werden. Da der Laser ein Zukaufgerät ist, muss sich an den auf dem Markt erhältlichen Lasern orientiert werden. Dies schränkt im Vorfeld die in Frage kommenden Lasersysteme ein. Um eine vergleichbare Prozesswirkung wie bei der HF – Gewebefusion zu erzielen, werden auch beim lasergestützten Prozess Temperaturen ≥ 100°C von Nöten sein. Dies verlangt eine entsprechende Energieeinbringung in das Gewebe, um dieses innerhalb

der Prozesszeit aufzuheizen. Physikalisch handelt es sich bei dieser Lasergewebefusion um eine thermische Wechselwirkung von Laser und Gewebe (vgl. Kapitel 1.2.2). Bezüglich der Energieumsetzung im Gewebe sind Lichtabsorber verantwortlich, welche bei Verwendung von IR Strahlung im Weichgewebe hauptsächlich Wassermolekühle ($H_2O$) sind (vgl. Kapitel 1.2.2). Um die wellenlängenabhängige Lichtabsorption von Wasser beurteilen zu können, ist nachfolgend in Abbildung 46 das Absorptionsspektrum dargestellt. In diesem Diagramm ist der Absorptionskoeffizient α (Einheit $cm^{-1}$) logarithmisch über der Wellenlänge aufgetragen. So zeigt das Spektrum von Wasser im visuellen Bereich (Bereich zwischen den zwei roten vertikalen Linien) ein geringes Absorptionsvermögen von ca. 0,00025$cm^{-1}$ bis 0,026$cm^{-1}$. Mit steigender Wellenlänge in den IR Bereich steigt auch die Absorption, welche bis zu einem Maximum von ca. $10^4 cm^{-1}$ bei ca. 3µm Wellenlänge führt.

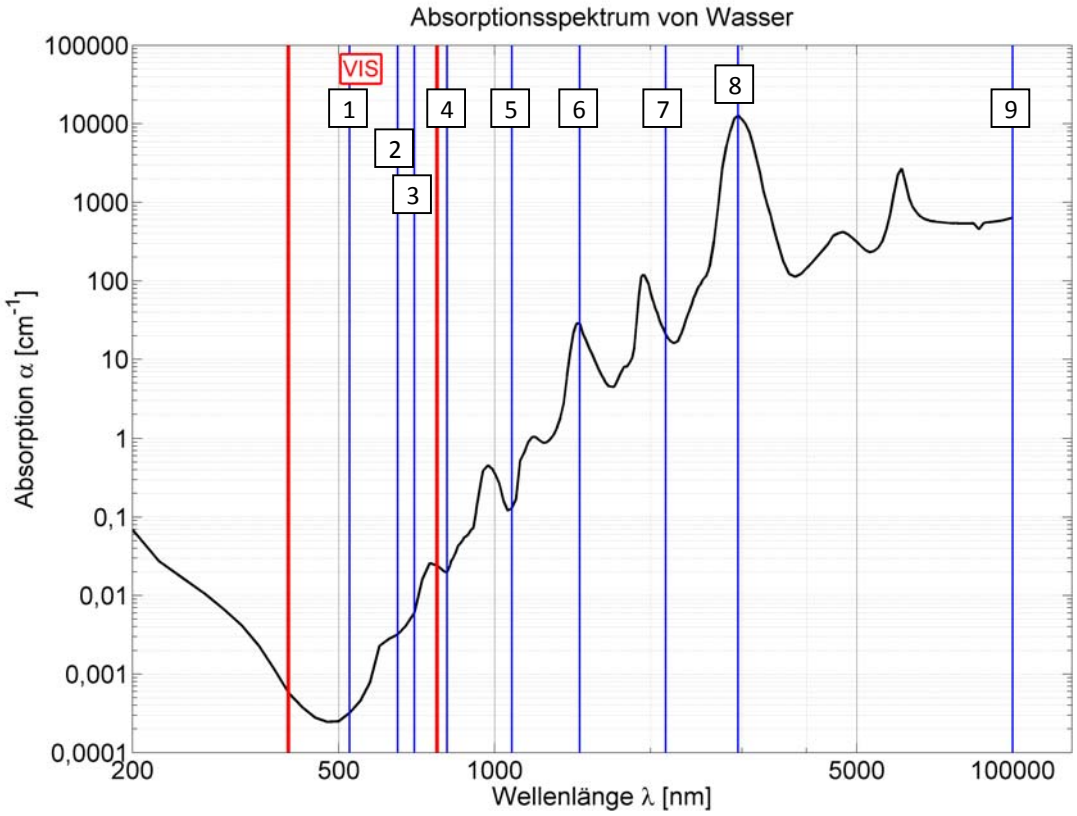


**Abbildung 46: Absorptionsspektrum von Wasser im Wellenlängenbereich von 200nm bis 10µm (auf Datenbasis von [20]). Die Zahlenbeschriftungen von 1-9 an den entsprechenden blauen Linien zeigen die Wellenlängen der einzelnen Lasersysteme, die in Tabelle 6 aufgelistet sind.**

Dem anschließenden Abfall bis auf ca. 100$cm^{-1}$ folgt ein erneuter geringfügiger Anstieg bis auf ca. 600$cm^{-1}$ bei einer Wellenlänge von 10µm. Auf Basis dieses Absorptionsspektrums von Wasser kann eine wellenlängenabhängige optische Eindringtiefe des Lichts in das Medium

Wasser näherungsweise berechnet werden. Tabelle 6 zeigt für eine Auswahl der gängigsten Lasersysteme die sich ergebenen Eindringtiefen. Aufgrund des hohen Wassergehalts von ca. 80% (Dickdarmgewebe, vgl. Kapitel 2.2.5) kann näherungsweise diese Eindringtiefe (unter Vernachlässigung von vorhandenen Streueffekten innerhalb des Gewebes) auch für Dickdarmgewebe angenommen werden. So zeigt sich, dass im visuellen Bereich nicht die entsprechenden Lasersysteme (Argon, He-Ne, Rubin) für diese Anwendung zu finden sind. Begründet ist dies durch die sehr großen Eindringtiefen. Für die Anwendung der Gewebefusion, bei der Schichtdicken von ca. 200µm bis 800µm erhitzt werden müssen, sollte der Spektralbereich zwischen 1µm bis 3µm die richtige Wellenlänge bereitstellen. Aus der Auflistung zeigen sich der Diodenlaser mit 1470nm und einer Eindringtiefe von 0,75mm und der Ho:YAG – Laser mit einer Eindringtiefe von 0,28mm als die potentiell besten Lasersysteme für die Anwendung der Gewebefusion. Im Vergleich dieser beiden Eindringtiefen ist anzumerken, dass der Diodenlaser mit 1470nm den Schichtdickenbereich bis 750µm abdeckt. Bei dünneren Gewebeschichten würde jedoch entsprechend der bis dahin nicht absorbierte Photonenanteil „ungenutzt“ transmittiert werden.

**Tabelle 6: Auflistung der Absorption und Eindringtiefen in das Medium Wasser verschiedener Lasersysteme ([43] S.65). Die Nummern in der ersten Spalte beziehen sich auf die Zahlenbeschriftungen und die dazugehörigen blauen Linien in Abbildung 46.**

| Nr. | Wellenlänge [nm] | Lasertyp | Absorption [$cm^{-1}$] | Eindringtiefe [mm] |
|---|---|---|---|---|
| 1 | 514 | Argon Ionen | 0,00029 | 34000 |
| 2 | 633 | He – Ne | 0,0029 | 3400 |
| 3 | 694 | Rubin | 0,0056 | 1800 |
| 4 | 800 | Diode | 0,02 | 500 |
| 5 | 1064 | Nd:YAG | 0,61 | 16 |
| 6 | 1470 | Diode | 28 | 0,75 |
| 7 | 2120 | Ho:YAG | 36 | 0,28 |
| 8 | 2940 | Er:YAG | 12000 | 0,0008 |
| 9 | 10600 | $CO_2$ | 860 | 0,01 |

Der Lichtverlust kann verringert werden, indem an der Photonenaustrittseite des Gewebes ein Spiegel angebracht wird. Die Folge wäre eine Verdopplung der absorbierenden Gewebedicke und eine Verbesserung des Wirkungsgrades der Erwärmung. Der Nachteil des Ho:YAG – Lasers wäre eine nicht homogen Erwärmung bei dickeren Gewebeschichten infolge geringerer Eindringtiefe. Ein Großteil der Energie würde in den ersten 200µm

absorbiert werden, wodurch der untere Gewebeanteil lediglich durch Wärmeleitung erhitzt werden könnte. In diesem Fall wäre abzusehen, dass die obere Schicht schnell geschädigt würde, während die unteren Gewebeschichten wesentlich niedrigeren Temperaturen ausgesetzt sind.

Mit der Laserwellenlänge von 1470nm kann für die Anwendung der Gewebefusion ein passendes Lasersystem ausgewählt werden. Weitere Anforderungen sind die Einkopplung der Strahlung in eine Lichtleitfaser zur besseren Handhabbarkeit, eine Mindestleistung von 20W und die Möglichkeit die Laserleistung regeln zu können. Die geforderte Mindestleistung orientiert sich an dem Energieeintrag beim HF – Gewebefusionsprozess (siehe Kapitel 2.2.2). Hier wurden Gesamtenergieeinträge im Mittel von 126J bis 186J (siehe Tabelle 15 im Anhang A1) für Arterien und 171J für Dickdarm (siehe Tabelle 17 im Anhang A3) ermittelt. Mit einer Mindestlaserleistung von 20W ist ein Energieeintrag bis zu 200J innerhalb von 10s möglich. Eine Leistungsreserve wäre jedoch aufgrund von möglichen Verlusten (z.B. durch eine optischen Strahlformung – Reflexionsverluste an den Linsengrenzflächen) wünschenswert. Die vierte Anforderung bezieht sich auf die Regelbarkeit der Laserleistung. Für eine anwendungsorientierte Prozessentwicklung der lasergestützten Gewebefusion ist es wichtig, die Intensität der Bestrahlung beeinflussen zu können. Zum einen sollte ein gesteuerter Prozess, in dem beispielsweise ein bestimmtes Leistungsniveau über eine bestimmte Zeit gehalten wird, umsetzbar sein. Zum anderen sollte es möglich sein, dass die Laserleistung auf eine zu regelnde Prozessgröße reagiert (Feedbackregelung). Diese Anforderung an die Leistungsregelbarkeit muss von der internen Lasersteuerung vorgesehen sein.

Ein geeignetes Lasersystem wurde bei dem Hersteller DILAS Industrial Laser Systems gefunden und erworben. Es handelt sich um einen Diodenlaser, welcher ursprünglich zum Schweißen von Kunststoffen konzipiert wurde. Die technischen Daten sind nachfolgend in Tabelle 7 aufgelistet. Darin ist zu entnehmen, dass die optische Ausgangsleistung 80W beträgt. Dies sollte genügend Leistungsreserven beinhalten, damit eventuelle Leistungsverluste kompensiert oder auch regelbedingte kurze Leistungserhöhungen umgesetzt werden können. Das Laserlicht wird in eine Lichtleitfaser mit einem Kerndurchmesser von 400µm eingekoppelt und kann mittels der 5m langen Faser sowie dem FSMA – Faseranschluss flexibel und ohne großen Aufwand zum Versuchsaufbau geleitet werden. Da die Arbeitswellenlänge (1470nm) im nichtsichtbaren Bereich liegt, ist ein

Pilotlaser (650nm) implementiert. Bezüglich der Lasersicherheit ist für den Arbeitslaser die Laserklasse 4 angegeben. Dies bedeutet das Tragen einer entsprechenden Laserschutzbrille vor dem Aktivieren des Lasers. Das Lasersystem ist mit einer eigenen internen Steuerung ausgestattet, welche zum einen eine Einstellung eines konstanten Leistungspegels und zum anderen einen Modus zum Anschluss einer externen Steuerung vorsieht. Für den Anschluss einer externen Steuerung ist ein analoger Spannungseingang (0V – 10V) vorhanden. Zur Bearbeitung der Aufgaben in dieser Arbeit soll der Laser über eine externe Regelung angesteuert werden. Dadurch ist eine offene Gestaltung des Gewebefusionsprozesses, in dem verschiedene Regelmodi programmierbar sind, möglich. Die genaue Umsetzung dieser Laserleistungsregelung sowie des gesamten Laboraufbaus wird im nachfolgend Kapitel beschrieben.

**Tabelle 7: Technische Daten des ausgewählten Lasersystems**

| **Arbeitslaser** | |
|---|---|
| Optische Ausgangsleistung | 80W |
| Wellenlänge | 1470nm |
| Optischer Faserkern Ø | 400µm |
| Numerische Appertur | 0,22 |
| Faseranschluss | FSMA |
| Laserklasse | 4 |
| Pilotlaser | |
| Optische Ausgangsleistung | < 1mW |
| Wellenlänge | 650nm |
| Laserklasse | 2 |
| **Steuerung und Regelung** | |
| Interne Steuerung | Konst. Leistung einstellbar |
| Interface für externe Steuerung | 16-poliger Anschluss mit analogem Spannungseingang |

## 3.1. Material und Methoden

Wie in der Beschreibung der Prozessuntersuchung von Gewebefusionen mittels hochfrequentem Strom (Kapitel 2) wird auch bei der Herangehensweise an einen lasergestützten Fusionsprozess zunächst mit der Konzipierung und Umsetzung der benötigten Versuchsaufbauten begonnen. Es wird zusätzlich auf das verwendete biologische Probenmaterial und deren Präparation für die Versuchsreihen eingegangen. Eine Übersicht über die geplanten Versuchsreihen und deren Ziele zeigt den experimentellen Umfang dieser Untersuchung und Entwicklung.

### 3.1.1. Aufbau eines Versuchsstandes zur Untersuchung lasergestützter Gewebefusionen

Für die Konzipierung des Versuchsaufbaus muss zunächst geklärt werden, welche Funktionen erfüllt werden müssen bzw. welche Funktionen wünschenswert sind. Zu dem Gewebefusionsprozess gehört vor allem die Gewebeerwärmung sowie die Beaufschlagung einer bestimmten Gewebeflächenpressung. Zusätzlich ist es von Interesse während des Prozesses eine Auskunft über den Gewebezustand bzw. über den Prozessverlauf zu erhalten. Diese Information sollte online erfasst werden, um die Daten als Rückführgröße nutzen zu können. Der Prozess soll letztendlich als Feedback – gesteuertes System auf die Gewebeänderung bzw. auf Prozessänderungen reagieren. Hierzu wird aufgrund der Vergleichbarkeit zum HF – Gewebefusionsprozess auf die Impedanz als Feedbackparameter zurückgegriffen. Diese drei Anforderungen müssen bei der Branchengestaltung des Laboraufbaus (vgl. der Metallelektroden des Laboraufbaus bei der HF – Gewebefusion) berücksichtigt werden. Die Branchen müssen zum einen die mechanische Festigkeit vorweisen, um die Flächenpressung auf das Gewebe zu übertragen und zum anderen für eine Impedanzessung elektrisch leitfähig sein. Da das Gewebe in vertikaler Richtung von oben bestrahlt wird, kommt die Eigenschaft der optischen Transparenz bezüglich der Arbeitswellenlänge von 1470nm des Lasers hinzu (zumindest für Branche 1). Die Anordnung der Branchen, des gepressten Gewebes und des Bestrahlungsstrahls ist nachfolgend in

Abbildung 47 schematisch dargestellt. Der als Kegel dargestellte Laserstrahl erwärmt das gepresste Gewebe, indem das Licht durch die obere Elektrode (Branche 1) transmittiert wird und auf das Gewebe trifft. Für die Impedanzmessung müssen beide Elektroden (oberhalb und unterhalb des Gewebes) den Messstrom leiten können.

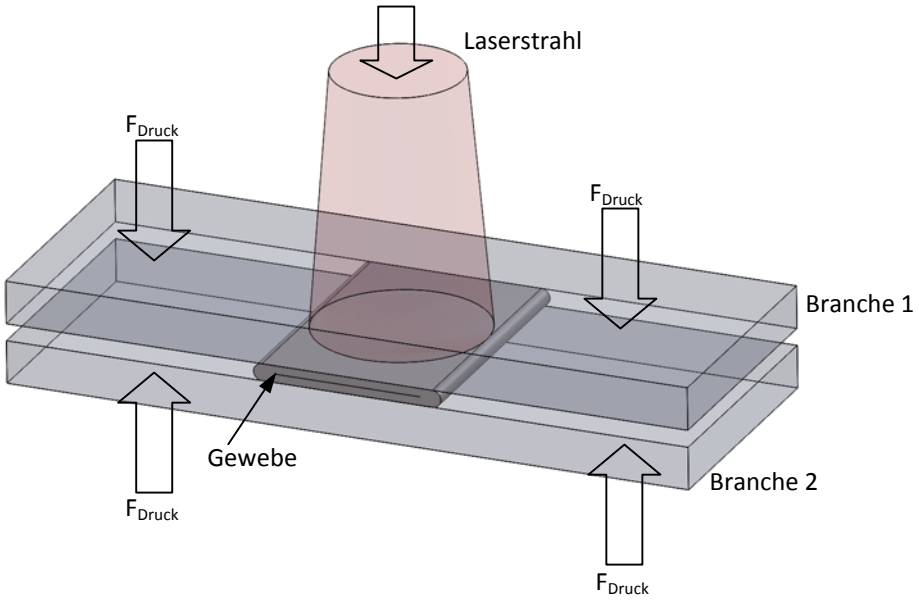


**Abbildung 47: Schematische Darstellung der Branchen – Gewebe Anordnung sowie der Bestrahlungsrichtung des Lasers für die Konstruktion des Laboraufbaus**

Um die beschriebenen Anforderungen an die Laborelektroden zu erfüllen, ist ein entsprechendes Konzept entwickelt worden, welches nachfolgend erläutert wird.

Anforderung der optischen Transparenz bei 1470nm:
Damit das Laserlicht durch die Elektroden transmittieren kann, sind diese aus einem Floatglas (selektiertes Floatglas, Präzisions Glas und Optik GmbH) hergestellt. Die Transmission bei der Wellenlänge von 1470nm beträgt ca. 93% (Angabe vom Hersteller).

Anforderung an die elektrische Leitfähigkeit:
Die elektrische Leitfähigkeit wird durch eine Indium – Zinnoxid Beschichtung (ITO Beschichtung) realisiert (CEC 100S, Präzisions Glas & Optik GmbH). Diese wird mit einer Dicke von ca. 23nm auf das Floatglassubstrat (Dicke des Glassubstrats 1,1mm) aufgedampft und ermöglich es, den Messstrom bis zum Gewebe zu leiten und gleichzeitig eine angemessene Transmission von ca. 86% (Beschichtung inkl. Glassubstrat) für die Arbeitswellenlänge von 1470nm zu garantieren (Abbildung 48).

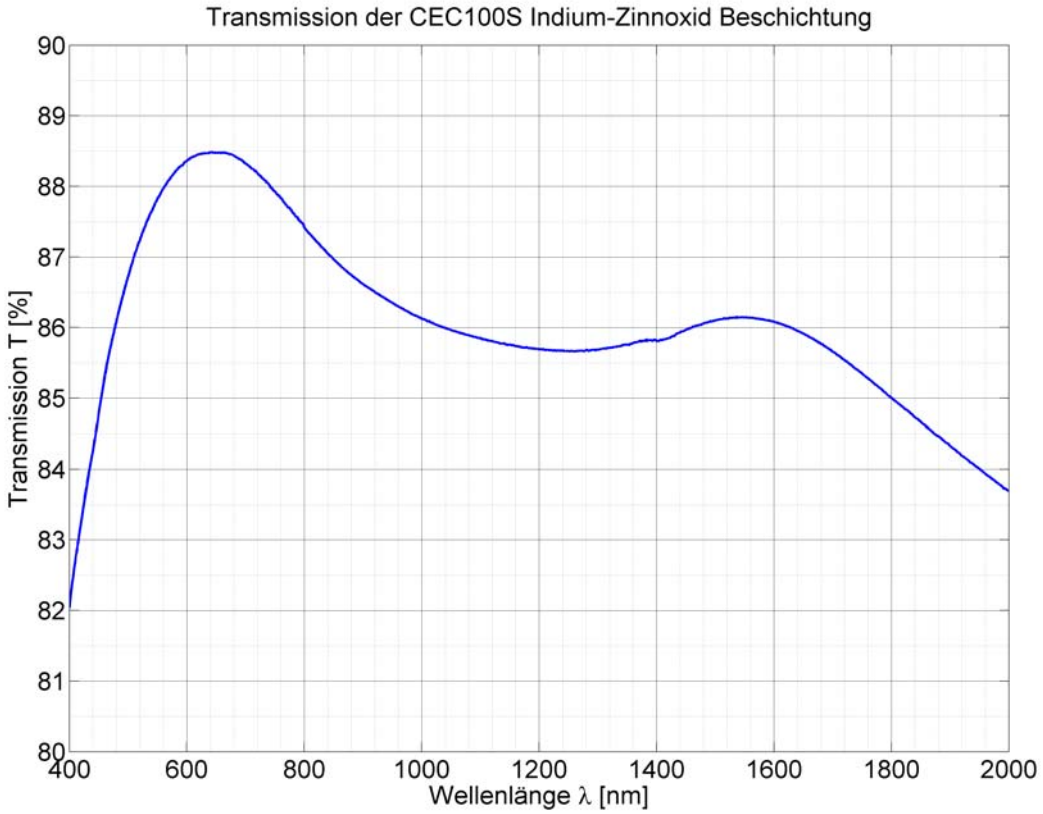


**Abbildung 48: Transmission der CEC100S ITO Beschichtung (Präzisions Glas & Optik GmbH). Gemessen wurde die Transmission mit einem UV – VIS – NIR Spektralphotometer (Cary 5000, Varian).**

Die optischen sowie die elektrischen Eigenschaften dieser ITO Beschichtung sind abhängig von der Schichtdicke. Je dicker die Beschichtung auf das Substrat aufgedampft wird, desto geringer ist die Transmission für das Laserlicht und desto geringer ist der elektrische Flächenwiderstand $R_{sq}$ der Schicht. Die nachfolgende Tabelle 8 zeigt die für diese Anwendung in Frage kommenden Beschichtungen (Standardbeschichtungen) mit ihren Eigenschaften in Bezug auf Transmission und Flächenwiderstand. Im Vergleich zeigt die CEC100S Beschichtung für die in dieser Untersuchung benötigten Anforderungen den besten Kompromiss.

**Tabelle 8: Auflistung drei verschiedener Standard ITO Beschichtungen des Herstellers Präzisions Glas & Optik GmbH [82]. Zwischenstufen im Bereich der Standard ITO Beschichtung sind nicht erhältlich.**

| Bezeichnung der ITO Beschichtung des Herstellers pgo GmbH | Transmission bei λ=1470nm [%] | Flächenwiderstand $R_{sq}$ [Ω] |
|---|---|---|
| CEC050S | 52 | ≤50 |
| CEC100S | 86 | ≤100 |
| CEC500S | 90 | 500±100 |

Anforderung an die mechanische Festigkeit:

Damit die Flächenpressung auf das Gewebe übertragen werden kann, müssen die zwei Elektroden die entsprechende Festigkeit aufweisen. Es muss vermieden werden, dass die Elektroden aufgrund der Druckkraft zerbrechen. Die Standard ITO Beschichtungen sind bis zu einer maximalen Floatglassubstratdicke von 1,1mm erhältlich und damit sehr dünn. Zusätzlich handelt es sich um den Werkstoff Glas, welcher einen Elastizitätsmodul von ca. 70kN/mm$^2$ [83] (Elastizitätsmodul von Stahl beträgt 210kN/mm$^2$ [13] S.E96) besitzt. Des Weiteren werden vom Hersteller die einzelnen Elektrodengläser mechanisch auf die definierte Geometrie zugeschnitten, was einen Einfluss auf deren Kantenqualität (kleinste Kerben in den Glaskanten) hat und eventuell zu Spannungsspitzen bzw. Rissbildung führen kann. Um eine Festigkeitssicherheit mit einzukalkulieren, werden die Elektroden aus zwei Glasteilen hergestellt, wobei das 1,1mm dicke und mit ITO beschichtete Glas mit einem 3mm dicken einfachen Floatglas zusammen gekittet wird. Dadurch entsteht eine Gesamtdicke von 4,1mm. Mit dieser Dicke und der entsprechenden Integration des Glases in den Laboraufbau ist kein Elektrodenbruch zu erwarten.

Nachfolgend sind in Abbildung 49 die beiden Elektroden schematisch (nicht maßstabsgetreu) im Schnitt dargestellt. Explizit soll die Anordnung der verschiedenen Schichten sichtbar gemacht, sowie der Weg des Laserlichts als auch der Stromfluss für die Impedanzmessung erklärt werden. Beide Elektroden bestehen aus zwei miteinander verklebten Gläsern (für die mechanische Festigkeit). Zum einen ist dies ein 3mm dickes Floatglas. Auf dieses Floatglas wird ein 1,1mm dickes Substart (Floatglas) mit der beschriebenen ITO Beschichtung geklebt. Für diese Klebung wird ein 2 – Komponenten – Klebstoff (EPO-TEK 301, Epoxy Technology) verwendet, welcher explizit für optische Anwendungen entwickelt wurde (Transmission >97% bei 1470nm). Auf das mit ITO beschichtete Floatglas ist zusätzlich eine $SiO_2$ Schicht

aufgetragen worden. Diese Siliziumdioxidschicht ist maskiert und hat die Aufgabe, den Stromfluss für die Impedanzmessung in nur einem bestimmten Bereich in das Gewebe zur gegenüberliegenden Elektrode fließen zu lassen. Die Geometrie der Passivierungsschicht aus $SiO_2$ sowie die beider kompletten Elektroden ist in Abbildung 50 dargestellt. Die maskierte Passivierungsschicht ist so gewählt, dass der Messstrom ausschließlich von einem Kontaktierungsbereich hin zu einem kreisrunden Messbereich (Durchmesser 4mm) fließen kann, von dem aus der Strom in das Gewebe eingekoppelt wird. Der Vorteil der Passivierung ist, dass bei jeder Gewebefusion immer eine gleich große, mit ITO beschichtete Fläche mit Gewebe bedeckt ist und so das elektrische Messfeld konstant ist.

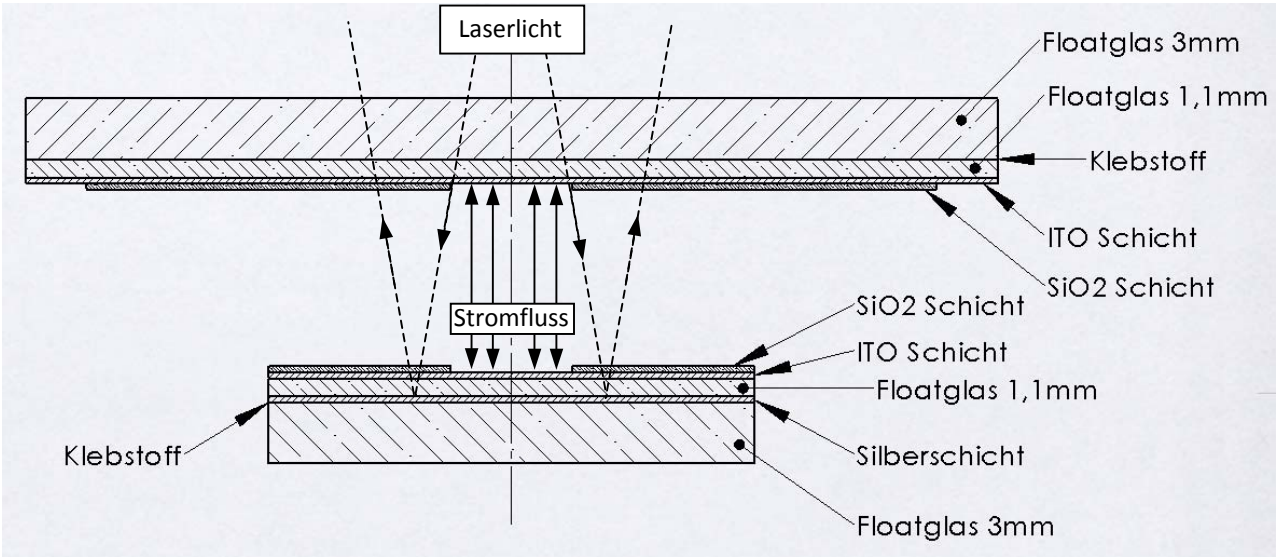


**Abbildung 49: Schematische Darstellung der einzelnen Schichten zum Aufbau der Elektroden. Zusätzlich ist schematisch die Laserbestrahlung sowie deren Reflexion an der Silberschicht und der Stromfluss zur Impedanzmessung zwischen den beiden ITO Messbereichen eingezeichnet. Die Zeichnung ist nicht maßstabsgetreu.**

Ohne die Passivierung wäre der elektrische Systemwiderstand abhängig von der mit Gewebe bedeckten ITO Fläche. Die Dicke der Passivierungsschicht beträgt 5µm. Damit der Wirkungsgrad der Gewebeerwärmung erhöht wird, ist innerhalb der unteren Elektrode eine Silberschicht zur Reflexion der Laserstrahlung integriert. Diese Silberschicht ist vor der Verklebung der Gläser auf die Unterseite des 1,1mm dicken Floatglases aufgedampft worden. Durch die Verklebung der Gläser wird die Silberschicht zusätzlich vor äußeren Einflüssen geschützt.

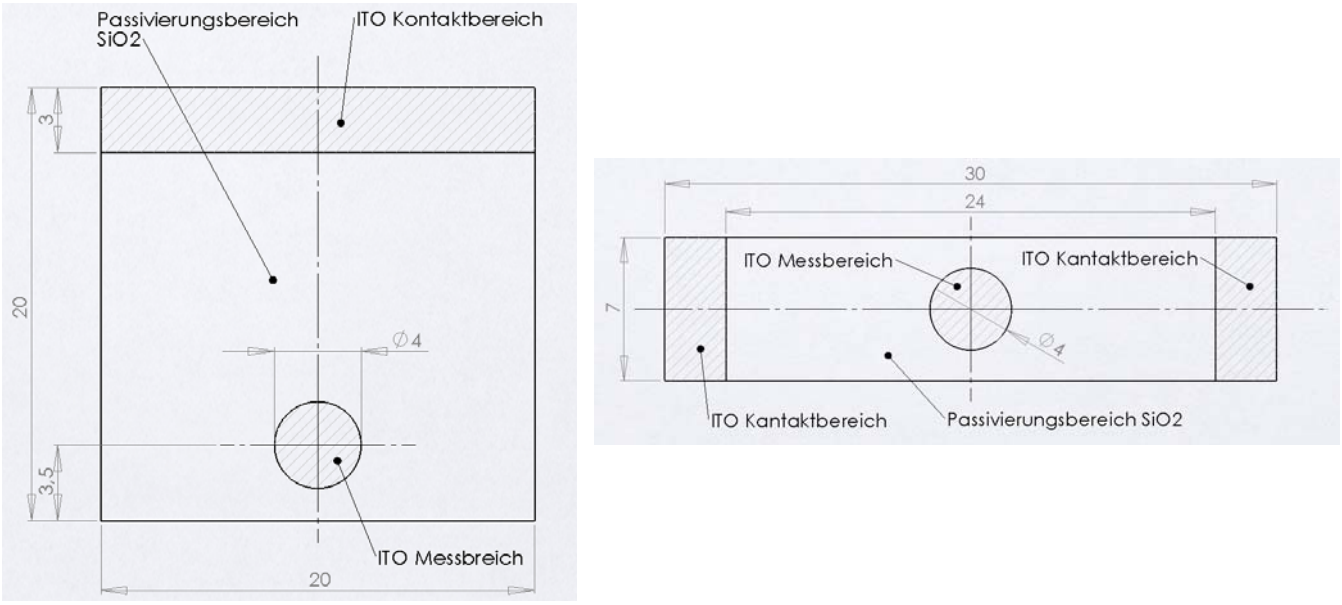


**Abbildung 50:** **Darstellung der Passivierungsschichtgeometrie. Diese Siliziumdioxidschicht ist 5µm dick und wird mit Anwendung einer Maske auf die ITO Schicht aufgedampft.**
**links: Untere Elektrode mit integrierte Spiegelschicht zur Laserlichtreflexion. Eine ITO Kontaktfläche.**
**rechts: Obere Elektrode mit zwei ITO Kontaktflächen.**

Die Elektrodenkontaktierung (Anschluss eines Kabels an die ITO Kontaktfläche) ist durch Vorversuche optimiert worden. Dabei war es wichtig, dass sich der elektrische Kontaktwiderstand dieser Verbindung nicht ändert (Garantie eines konstanten elektrischen Systemwiderstandes) und dass die Kontaktierung flach ist. Deswegen wurde mit einem Kupfergewebeband (Entlötlitze) gearbeitet, welches ca. 2mm breit und ca. 0,5mm dick ist und mittels eines elektrisch leitfähigen 2 – Komponenten – Klebstoffs (EPO-TEK EE129-4, Epoxy Technology) auf die Indium – Zinnoxid Beschichtung geklebt wurde. Eine anschließende elektrische Isolierung zur Umwelt durch das Aufbringen eines weiteren, schnelltrocknenden Klebstoffes (2K Epoxidharzklebstoff) garantiert einen konstanten Übergangswiderstand der Kontaktierung. Die restliche Kupfergewebelitze ist zur Isolierung mit einem Schrumpfschlauch versehen worden (siehe Abbildung 51).

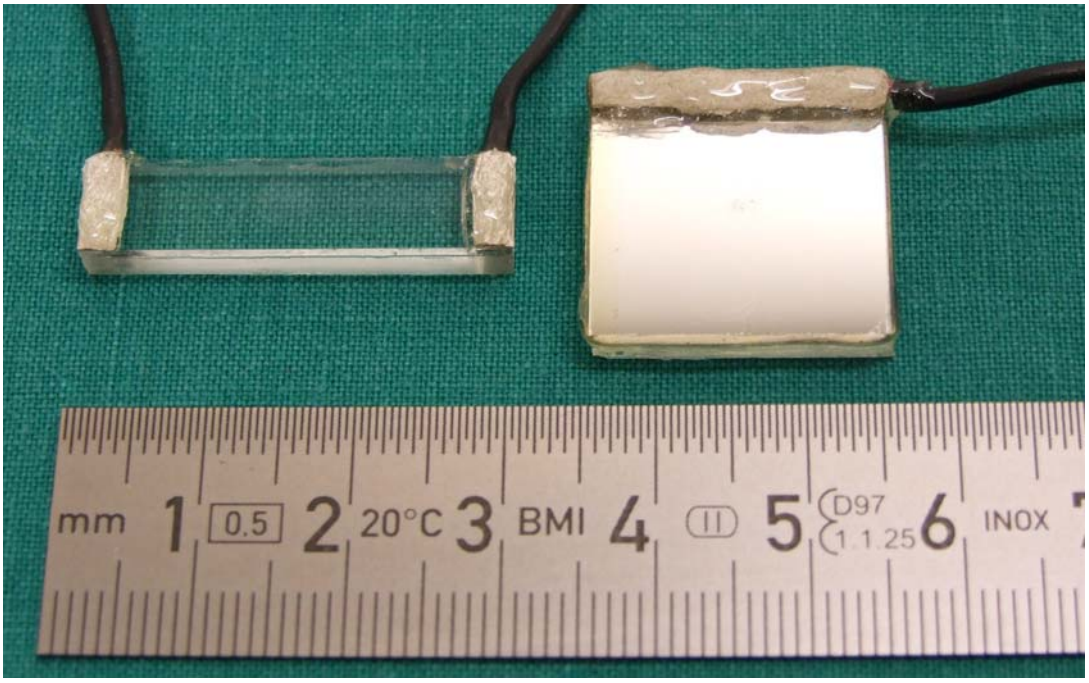


**Abbildung 51: Fotografie der fertigen Elektroden. Links ist die obere, transparente Elektrode und rechts die untere, verspiegelte Elektrode dargestellt.**

Die Anordnung beider Elektroden zueinander muss so realisiert sein, dass die obere Elektrode die maximal mögliche Breite von 24mm zur Generierung der Flächenpressung nutzt. Zusätzlich ist für die Impedanzmessung eine genaue vertikale Ausrichtung beider ITO – Messbereiche zueinander wichtig. Des Weiteren sollten die ITO – Kontaktierungsbereiche nicht im Gewebekontakt sein, obwohl diese durch das Auftragen des Klebstoffes elektrisch isoliert sind. Abbildung 52 zeigt auf der linken Seite die Anordnung in einer CAD – Darstellung. Beide ITO – Messbereiche sind vertikal zueinander fluchtend, sodass der Stromfluss für die Impedanzmessung in direkter Weise durch das Gewebe erfolgt. Die Kontaktierungsflächen liegen frei und werden nicht durch die jeweilig andere Elektrode beeinflusst. Die Integration der Elektroden in deren Halterung ist in der rechten Abbildung dargestellt. Die obere Elektrode wird in einer U – förmigen Halterung (aus schwarz eloxiertem Aluminium) gefasst, welche mittig für die Laserbestrahlung eine Öffnung aufweist. Diese Öffnung hat eine Breite von 30mm sowie eine Länge von 5mm und bestimmt dadurch die maximale Laserspotgröße. Zur Fixierung in der Halterung wird die Elektrode festgeklebt (2K Epoxidharzklebstoff). Um eine Druckkraft auf das Gewebe zu applizieren, ist die Halterung mit eingebauter oberen Elektrode in der Z – Achse verschiebbar. Die untere Elektrode liegt plan auf einem Teflonsockel auf (fixiert mit doppelseitigem Klebeband),

welcher über eine Aluminiumfassung auf einem Kraftsensor (KD 140, ME-Messsysteme GmbH) befestigt ist.

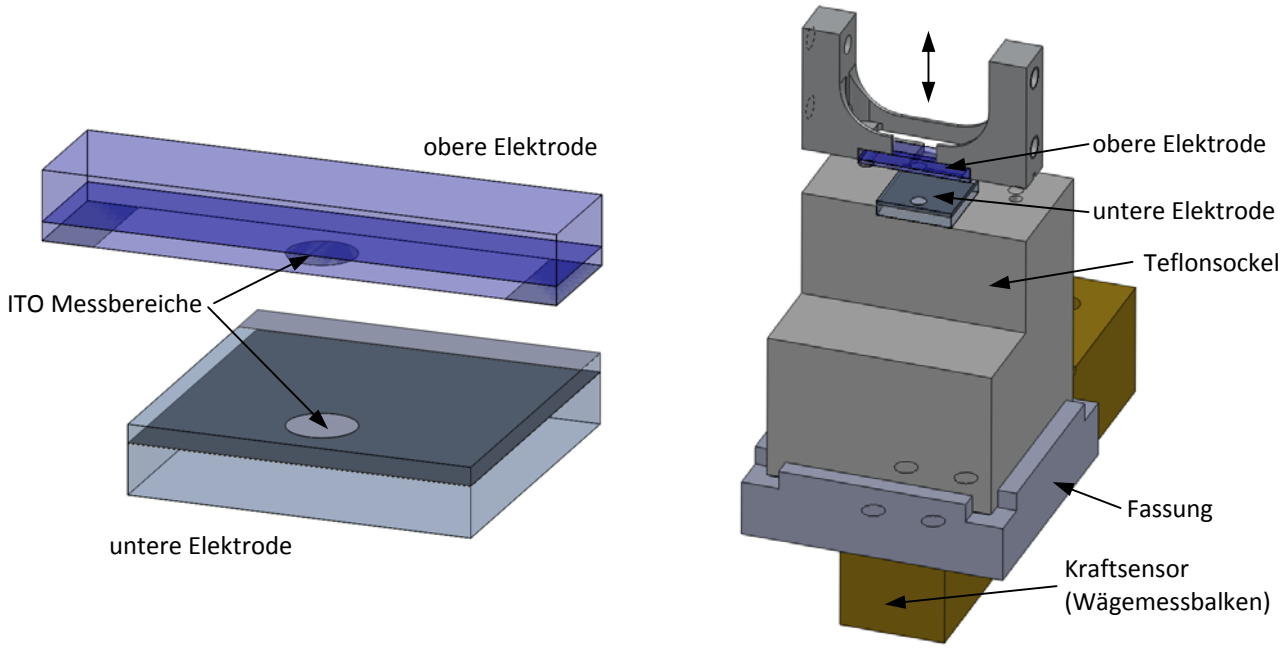


**Abbildung 52:** **links: CAD – Darstellung der Elektrodenanordnung bei der die kreisrunden ITO Messbereiche zueinander vertikal fluchtend sind.**
**rechts: CAD – Darstellung der Elektrodenintegration in deren Laboraufbauhalterungen.**

Die Konstruktion des gesamten Laboraufbaus zur Generierung lasergestützter Gewebefusionen wurde mit der CAD Software *SolidWorks 2009 SP 4.1* durchgeführt. Dies bietet den Vorteil, virtuell alle Bauteile (Zukaufteile und Neukonstruktionen) des Aufbaus genau aufeinander abstimmen und für eine interne Fertigung vorbereiten zu können. Zusätzlich sind Konstruktionsänderungen und –modifikationen schnell plan- und umsetzbar. Abbildung 53 (links) zeigt das komplette CAD – Design des Laboraufbaus. Im Zentrum des Aufbaus steht das Elektrodenpaar. Die untere Elektrode ist auf einem Teflonsockel (1) befestigt, welcher wiederum auf dem Kraftsensor (KD 140, ME-Messsysteme GmbH) (6) aufliegt. Der Kraftsensor misst die Druckkraft, welche von der vertikal verstellbaren oberen Elektrode (2) auf das Gewebe appliziert wird. Um die vertikale Bewegung der oberen Elektrode zu ermöglichen, ist diese an einer Linearführung mit manuellem Spindelantrieb (5) befestigt. Das Gewebe, das zwischen dem Elektrodenpaar positioniert wird, kann somit durch das Generieren einer Flächenpressung zusammengedrückt werden. Die optische Achse der Lichtleitfaser sowie die Optik zur Strahlformung (3) ist mittels einer separaten X-Y-Z – Justageeinheit zentral über den ITO – Messbereichen angeordnet. Grund für die optische Strahlformung ist die Erzeugung eines rechteckigen Bestrahlungsspots auf dem Gewebe. Die

Erzeugung eines rechteckigen Spots aus einem kreisrunden Strahlprofil bewirkt eine bessere Gewebeausleuchtung (die Gewebeproben sind ebenfalls auf eine rechteckige Geometrie zugeschnitten) in horizontaler Richtung. Diese Strahlformung ist mittels zwei Zylinderlinsen, welche zueinander um 90° verdreht sind, umgesetzt. In der rechten Abbildung ist eine Schnittzeichnung durch die optische Achse der Laserbestrahlungseinheit dargestellt. Darin ist (von oben nach unten verlaufend) zunächst die Fassung der Lichtleitfaser (1) gezeigt.

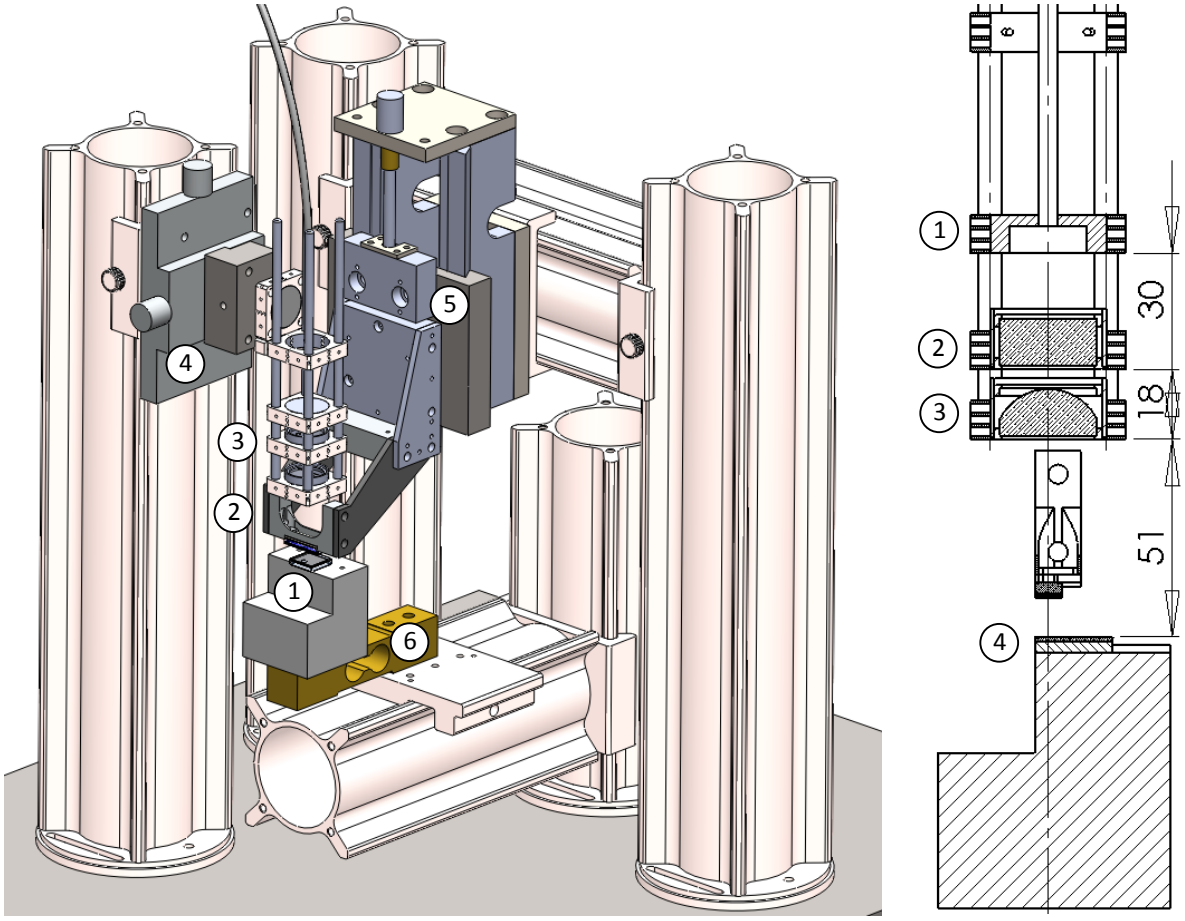


**Abbildung 53:** **links: CAD – Darstellung des gesamten Versuchsaufbaus zur Erzeugung lasergestützter Gewebefusionen.**
1: Untere Elektrode mit Teflonsockel
2: Obere Elektrode mit U-förmiger Aluminiumhalterung
3: Lichtleitfaser mit Optik für die Laserstrahlformung
4: X – Y – Z Manipulator zur Positionierung der Laserbestrahlungseinheit
5: Z – Achsen Verstellschlitten zum vertikalen Verfahren der oberen Elektrode
6: Kraftsensor zur Aufnahme der Druckkraft
**rechts: Schnittzeichnung der optischen Achse mit Angabe der Optikbauteilabstände**
1: Fassung für die Lichtleitfaser
2: Zylinderlinse
3: Zylinderlinse 90° verdreht zur darüber liegenden Zylinderlinse
4: untere Elektrode

In einem Abstand von 30mm folgt die erste Zylinderlinse (2). Die zweite, um 90° verdrehte Zylinderlinse (3) ist im Abstand von 18mm zur ersten Zylinderlinse positioniert. Der Abstand von dieser zweiten Zylinderlinse zur unteren Elektrode (4) beträgt 51mm. Die hier beschrieben Abstände der optischen Bauteile sind experimentell ermittelt worden. Die Optik projiziert auf das Gewebe einen Spot von 15mm Breite und 4mm Länge, wobei der Spot so positioniert ist, dass der kreisrunde ITO – Messbereich genau mittig liegt. Es können somit Gewebeproben im gepressten Zustand bis zu einer Breite von 15mm bestrahlt werden. Die Strahlformung ist in Abbildung 54 schematisch als CAD – Grafik dargestellt (Strahlformung ist nicht maßstabsgetreu abgebildet).

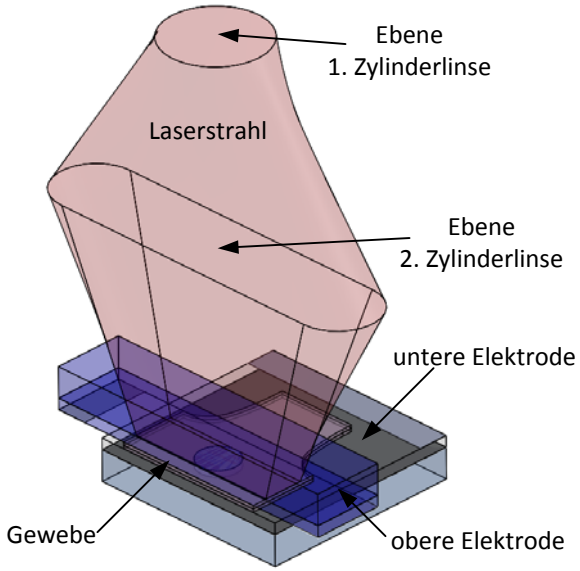


**Abbildung 54: CAD – Darstellung der Gewebebestrahlung durch die Formung der Spotgeometrie mittels zweier Zylinderlinsen (keine Maßstabsgetreue Darstellung der Strahlformung)**

Der fertig montierte Laboraufbau zur lasergestützten Gewebefusion ist in Abbildung 55 dargestellt. Darin ist auf der linken Fotografie der Zusammenbau in einer Übersicht zu sehen. Auf Position 1 ist der Teflonsockel mit der darauf positionierten unteren Elektrode zu erkennen. Dieser Teflonsockel wiederum ist passgenau in eine Aluminiumaufnahme eingelassen, welche fest mit dem Kraftsensor (6) verschraubt ist. So ist es möglich, den Teflonsockel, zur besseren Elektrodensäuberung, aus der Aufnahme zu entnehmen. Die obere Elektrode ist durch eine Klebung mit ihrer Halterung (2) verbunden und kann somit mittels der linearen Z – Achsenverschiebung (5) manuell vertikal verfahren werden. Durch diese Verschiebung in vertikaler Richtung wird die Druckkraft auf das Gewebe generiert. Die optische Strahlformung auf Position 3 wird über den Manipulator (4) entsprechend der Anforderung an die Bestrahlung (siehe die Beschreibung der optischen Strahlformung) genau positioniert. Um eine elektrische Impedanzmessung des Gewebes durchführen zu können, müssen die Elektroden kontaktiert werden. Diesbezüglich führen jeweils die isolierten Kupfergewebelitzen von der ITO – Kontaktfläche zu einer BNC – Buchse. Diese Buchse (7 und

8) kann dann entsprechend mit einem standardisierten BNC – Kabel zur weiteren Verwendung benutzt werden. Die rechte Abbildung zeigt die Frontalansicht des Aufbaus. Die Lichtleitfaser ist mittels eines FSMA Steckers (4) in den Aufbau fest integriert und bildet dadurch den Anfang der Bestrahlungseinheit (und bestimmt die Position der optischen Achse). Durch die zwei Zylinderlinsen (3) wird der Strahl zu einem rechteckigen Spot geformt, welcher durch die obere Elektrode (2) transmittiert und an der unteren Elektrode (1) durch die Silberbeschichtung reflektiert wird. Die BNC – Stecker für die Impedanzmessung sind in Position 5 und 6 zu sehen.

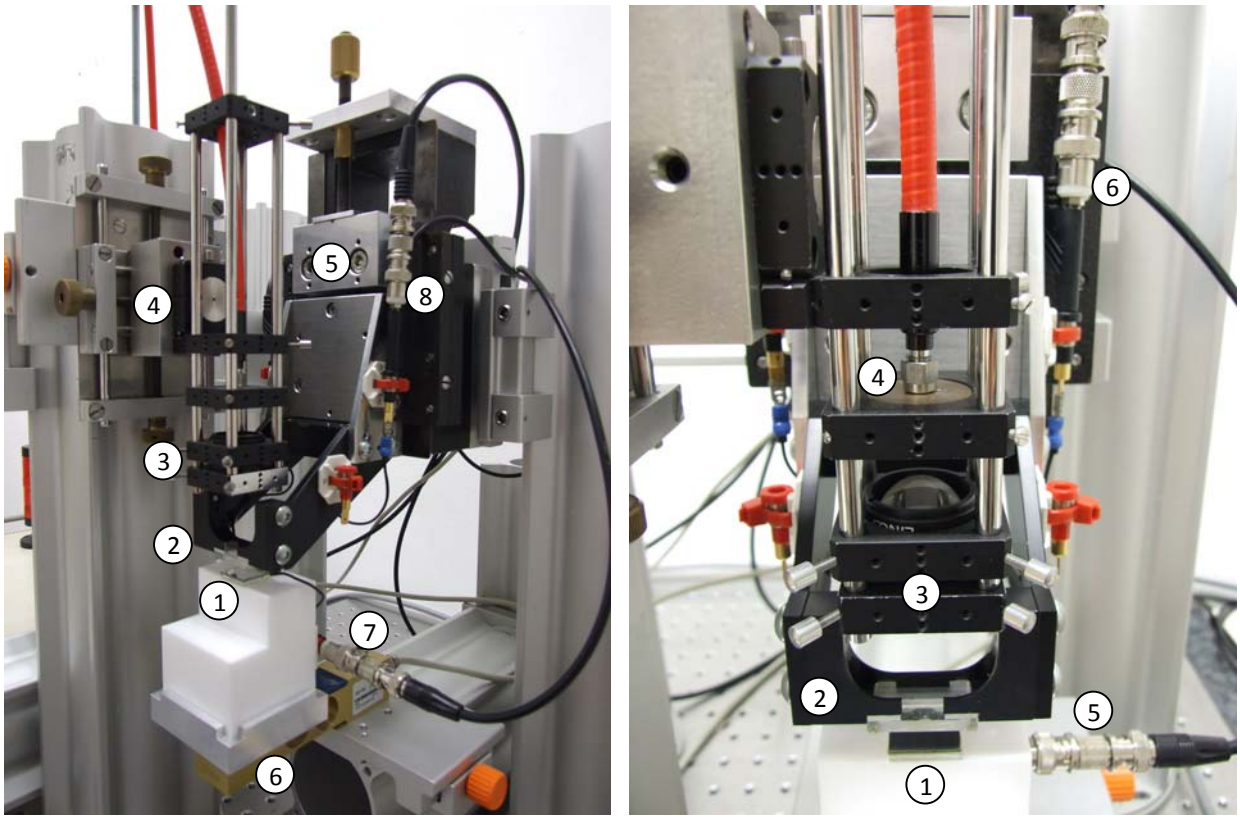


**Abbildung 55:** **Fotografie des Laboraufbaus zur lasergestützten Gewebefusion**
**links: Darstellung des gesamten Laboraufbaus.**
1: Teflonsockel mit unterer Elektrode 2: Obere Elektrode mit Halterung
3: Zylinderlinsen zur Strahlformung 4: Manipulator zur Bestrahlungspositionierung
5: Z-Achse zur Druckkrafterzeugung 6: Kraftsensor
7: BNC Kontaktierung der unteren E. 8: BNC Kontaktierung der oberen Elektrode
**rechts: Frontansicht der Elektroden und der Bestrahlungseinheit**
1: Teflonsockel mit unterer Elektrode 2: Obere Elektrode mit Halterung
3: Zylinderlinsen zur Strahlformung 4: FSMA Lichtleitfaserstecker
5: BNC Kontaktierung der unteren E. 6: BNC Kontaktierung der oberen Elektrode

Mit dem beschriebenen Laboraufbau kann eine Gewebefusion durchgeführt werden, allerdings muss zusätzlich eine Laserleistungssteuerung vorgesehen werden. Diese soll es ermöglichen, die Laserleistung frei zu definieren und flexible Applikationscharakteristiken zu ermöglichen, um dadurch einen optimalen lasergestützten Gewebefusionsprozess zu erzeugen. Hierzu zählen sowohl die Applikation einer konstanten Leistung über einer bestimmten Zeit als auch die Umsetzung der feedbackgesteuerten Regelung auf Basis der Impedanz als Rückführgröße. Außerdem sind weitere verschiedenen Leistungsapplikationen denkbar (beispielsweise vorgegebene Leistungsprofile). Um diese offene Leistungssteuerung bzw. Leistungsregelung zu gestalten, muss man sich einer frei programmierbaren Lösung bedienen. Zum Aufbau einer solchen Regelung müssen die einzelnen Komponenten aufeinander sowie an die Anforderungen abgestimmt sein. Zu diesen Anforderungen zählt vor allem die genaue Messbarkeit der Gewebeimpedanz in einem Bereich von 10Ω bis 1,5kΩ. Diese Vorgabe ist abgeleitet aus den Erkenntnissen der HF – Prozessuntersuchung. Des Weiteren muss eine entsprechend hohe Regelfrequenz (min. 100Hz) umgesetzt werden, damit eine schnelle Reaktion des Prozesses auf Gewebeänderungen möglich ist. Diese Impedanzmessung ist mit einem integrierten Schaltkreis (IC – integrated circuit, AD5933, Analog Devices) umgesetzt, welcher mit einer Vorverstärkung komplexe Impedanzen im Bereich von 30Ω bis einigen MΩ bei Frequenzen von 1kHz bis 100kHz messen kann. Dies hat den Vorteil, eine fertig konfektionierte sowie kostengünstige Messeinrichtung zu implementieren, welche sich auch in den Untersuchungen von Seoane et al. [54] zur Messung der biologischen Gewebeimpedanz bewährt hat. Zur Steuerung des gesamten Regelprozesses, zum Ansteuern des AD5933 sowie zur Vorgabe des Laserleistungspegels an den Laser wird ein Microcontroller (ATXMega128 A3, Atmel) verwendet. Dieser stellt das zweite zentrale Bauteil der Lasersteuerung dar. Das Blockschaltbild in Abbildung 56 zeigt schematisch die einzelnen Bauteile sowie deren Kommunikation untereinander. Zu sehen ist, dass der Microcontroller mit dem AD5933 über einen $I^2C$ Bus kommuniziert. Diese Kommunikation funktioniert über ein Protokoll, welches zunächst die Schnittstelle initialisieren muss. Anschließend führt der AD5933 eine Impedanzmessung mit einer Messfrequenz von 100kHz durch und stellt dem $I^2C$ Bus jeweils den gemessenen Real- und Imaginärteil der Impedanz zur Verfügung. Diese Werte können anschließend über ein weiteres Protokoll vom Microcontroller ausgelesen und weiter verarbeitet werden. Programmiert wird der Microcontroller mit Hilfe der Software AVR Studio (C basiert) und

kann über eine RS232 Schnittstelle programmiert werden. Der Microcontroller kommuniziert also beim Durchlaufen des aktiven Programms mit dem AD5933 und verwertet die Impedanzmessdaten nach den programmierten Anweisungen. Anschließend wird programmspezifisch ein analoges Spannungssignal für die Laserleistungspegelvorgabe ausgeben. Hierbei ist zu beachten, dass der Microcontoller ausschließlich einen Spannungsbereich von 0V – 1V ausgibt, der Laser jedoch einen Spannungsbereich von 0V – 10V benötigt. Deswegen muss an dieser Stelle eine hardwareseitige Pegelanpassung (Faktor 10) vorgenommen werden. Mit der daraus entstehenden Spannung kann der Laser über das integrierte Interface direkt bedient werden. Der Regelkreis schließt sich, indem der Laser durch Erwärmung die elektrischen Eigenschaften des Gewebes verändert und dadurch einen Einfluss auf die Regelung nimmt. Insgesamt ergibt sich somit eine Regelfrequenz von ca. 200Hz (Zykluszeit 5ms), welche jedoch durch die Komplexität der Regelung (softwareseitig) variieren kann.

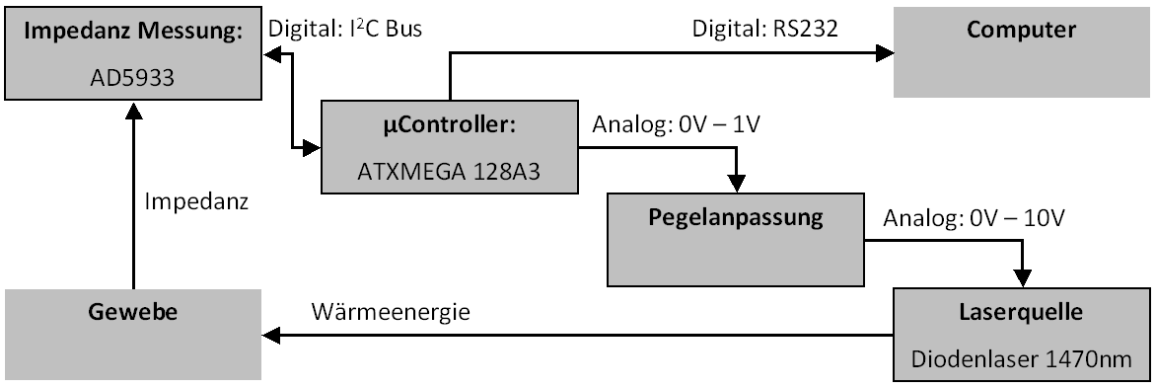


**Abbildung 56: Schematische Darstellung der feedbackgesteuerten Laserleistungsregelung**

Zur Messung der Gewebeprozesstemperatur ist ebenfalls, wie bei der Untersuchung des HF – Prozesses, eine Thermokamera mit gleichem Setup integriert. Die Bildebene liegt in diesem Fall auf den vorderen Planflächen der Glaselektroden. Gemessen wird die Temperatur in einem 7mm x 7mm großen Bildausschnitt. Die laterale Auflösung ist wiederum mit ca. 30µm definiert. Da der Laserspot ca. 1,5mm hinter der Bildebene liegt, kann so die Temperatur nur näherungsweise gemessen werden. Zur Veranschaulichung der Bildebenenposition kann Abbildung 54 herangezogen werden.

**Kalibrierung der Impedanzmessung**

Der AD5933 liefert aus der Impedanzmessung jeweils relative ganzzahlige Werte für den Real- und Imaginärteil an den Microcontroller, welche mittels einer Kalibration auf Impedanzen umgerechnet werden müssen. Hierzu ist im Handbuch des AD5933 [22] eine Einpunktkalibration beschrieben. Diese bezieht sich auf eine Kalibrierung des Systems durch einen Widerstand, welcher in diesem Fall 159,8Ω beträgt. Der Kalibrationswiderstand ist so gewählt worden, dass die Impedanzmessung im Bereich um diesem Wert des Kalibrationswiderstandes genauer ist als bei höheren Impedanzen. Zusätzlich ist zu beachten, dass durch die Weise des Elektrodenaufbaus sich ein systembedingter Widerstand einstellt. Dieser ist in der Messung zu berücksichtigen und als Offset (ca. 135Ω – innerhalb einer Systemkonfiguration konstant) von den Messwerten zu subtrahieren. Also wird bei dieser Kalibration der genauere Messbereich bei ca. 25Ω – 30Ω Gewebewiderstand liegen. So können die Gewebeimpedanzen zum Prozessstart besonders genau gemessen und somit besser diskriminiert werden. Dies ist nach der Erfahrung aus dem HF – Prozess wichtig, um eine Gewebecharakterisierung zu ermöglichen und in Folge den Prozess zu beeinflussen. In Abbildung 57 sind die prozentualen Abweichungen der Impedanzmessung zur SOLL – Impedanz aufgezeigt. Dabei wurden mit n=10 jeweils der Mittelwert und die Standardabweichung berechnet. Durch die Darstellung des Bestimmtheitsmaßes mit $R^2$=0,77 ist ein klarer linearer Trend zu größeren Abweichungen bei höheren Impedanzen zu erkennen. Mit einer Abweichung von >2,5% ab einer Impedanz von 600Ω zeigt sich ein erheblicher Fehler, welcher nicht akzeptabel ist. Um eine genauere Messung zu erreichen, muss eine Kalibration mit mehreren Kalibrationspunkten gewählt werden. Diesbezüglich werden drei Kalibrationswiderstände verwendet, wobei ein Widerstand rein kapazitiv ist und somit auch eine Kalibration des Imaginärbereichs (Imaginäranteil wird durch kapazitive Strukturanteile im Gewebe erzeugt, z.B. Zellmembranen. Vgl. Kapitel 1.2.1) vorgenommen wird.

Mathematisch bedient sich dieser Ansatz zur Kalibrierung einer Abbildungsmatrix. Diese Abbildungsmatrix überführt den Impedanzraum der gemessenen Werte in den Raum der tatsächlichen Impedanzwerte. Diese zwei Zahlenräume können relativ zueinander verschoben, gestreckt, gedreht oder geschert sein, was durch diese Abbildungsmatrix entsprechend beschrieben wird. Trotzdem müssen beide Räume zueinander affin (lineare Abhängigkeiten innerhalb des einen Raumes müssen ebenfalls linear in den anderen abgebildet werden) sein, um eine korrekte physikalische Durchgängigkeit zu garantieren. Für die drei Kalibrationspunkte sind zwei Ohmsche Widerstände mit 160Ω und 750Ω sowie ein Kondensator mit 2,2nF festgelegt worden. Aus dem 2,2nF Kondensator kann die Kapazitanz $X_C$=723,43Ω ($X_C$=-1/(2πf·C), für sinusförmige Signale errechnet werden. Die Abbildungsmatrix *M* (Gl.7) ist aufgrund der drei Messpunkte sowie dem jeweils gemessenen Real- und Imaginärteil 2x3 Zellen groß. Um eine Matrixmultiplikation zwischen der Abbildungsmatrix und dem gemessenen Vektor $Z_{Mess}$ zu ermöglichen, muss dieser eine Dimension von 3x1 aufweisen (Gl.5).

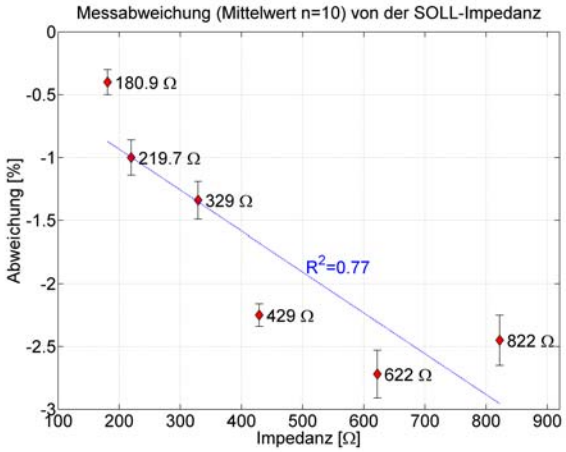


**Abbildung 57: Prozentuale Abweichung (Mittelwert n=5) des AD5933 bei einer Einpunktkalibration. Der AD5933 wurde mit einer Impedanz von 159,8 Ω kalibriert. Das Bestimmtheitsmaß von $R^2$=0,77 bestätigt einen linearen Trend. Die einzelnen Messwiderstände (Soll-Impedanz) sind als Zahlenwert im Diagramm dargestellt.**

Vektor der Impedanzmesswerte $$\vec{Z}_{Mess} = \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Mess}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Mess}) \\ 1 \end{pmatrix}$$ Gl.5

Vektor der Impedanzrealwerte $$\vec{Z}_{Real} = \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Real}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Real}) \end{pmatrix}$$ Gl.6

Abbildungsmatrix $$M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{21} & m_{22} & m_{23} \end{pmatrix}$$ Gl.7

Mit dem bekannten Vektor der Impedanzrealwerte $Z_{Real}$ (Gl.6) kann somit für jeden Kalibrationswiderstand eine Gleichung aufgestellt werden (Gl.8, Gl.9, Gl.10), woraus sich wiederum zwei Einzelgleichungen extrahieren lassen. Es stehen somit sechs Gleichungen für die Berechnung der sechs Koeffizienten der Abbildungsmatrix *M* zur Verfügung.

Gleichung Messwiderstand 1 $$M \cdot \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Mess\,1}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Mess\,1}) \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Real\,1}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Real\,1}) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 160 \\ 0 \end{pmatrix} \Omega$$ Gl.8

Gleichung Messwiderstand 2 $$M \cdot \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Mess\,2}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Mess\,2}) \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Real\,2}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Real\,2}) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 750 \\ 0 \end{pmatrix} \Omega$$ Gl.9

Gleichung Messwiderstand 3 $$M \cdot \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Mess\,3}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Mess\,3}) \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathrm{Re}(Z_{Real\,3}) \\ \mathrm{Im}(Z_{Real\,3}) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 \\ -723{,}43 \end{pmatrix} \Omega$$ Gl.10

Das Gleichungssystem ist somit direkt lösbar und es können die Koeffizienten errechnet werden. Die Verbesserung der Kalibrationsgenauigkeit gegenüber der Einpunktkalibration ist nachfolgend in Abbildung 58 erkennbar. Für diese Prüfung der Genauigkeit sind Widerstände von 100Ω, 200Ω, 400Ω, 800Ω und 1600Ω in Reihe mit Kondensatoren von 1nF (-1592Ω), 2nF (-786Ω), 4nF (-398Ω), 7,5nF (-212Ω), 15nF (-106Ω) geschaltet worden. Jeder dargestellte Mittelwert ist aus 100 Einzelmessungen (n=100) ermittelt. Die linke Abbildung zeigt eine deutliche Steigerung der Genauigkeit durch die Dreipunktkalibration bei höheren Realteil- und Imaginärteilwerten gegenüber der Einpunktkalibration. Mittels der roten Verbindungslinie sind die Kalibrationspunkte markiert. Prozentual ist die Abweichung bei der Dreipunktkalibration im Bereich von 0Ω – 1600Ω im Realteil und 0Ω – 786Ω im Imaginärteil unter 2% (rechte Abbildung). Bei der Einpunktkalibration ist diese Abweichung tendenziell schon bei ca. 500Ω erreicht und steigt mit zunehmender Impedanz. Mit der Dreipunktkalibration wird der Widerstandsbereich, in dem sich der Gewebefusionsprozess bewegen wird, mit einer geringen Abweichung abgebildet, was die Grundlage für eine funktionierende Laserleistungsregelung darstellt.

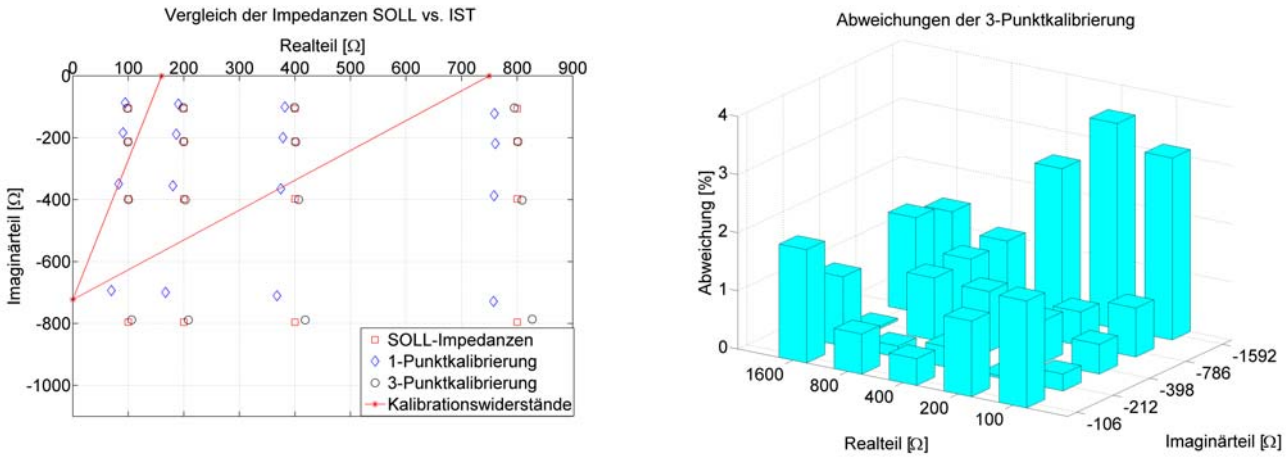


**Abbildung 58:** **links: Vergleich der Abweichungen der gemessenen komplexen Impedanzen (n=100) nach der Einpunktkalibration sowie der Dreipunktkalibration zur SOLL-Impedanz. Die drei Kalibrationsmesspunkte sind mit der roten Linie verbunden.**
**rechts: Darstellung der prozentualen Abweichung (n=100) der Dreipunktkalibration zu den SOLL-Impedanzen.**

In den gemessenen Impedanzwerten (Real- und Imaginärteil) ist jeweils ein Impedanzoffset enthalten, welcher durch den Aufbau des Messsystems bedingt ist. Dieser elektrische Widerstand wird hauptsächlich durch die ITO Schicht erzeugt und muss für die Ermittlung der Gewebeimpedanz von den Messwerten subtrahiert werden. Diese vektorielle Subtraktion ist in Abbildung 59 exemplarisch dargestellt. Die „Kurzschlussimpedanz“ spiegelt den elektrischen Widerstand des Messsystems wider und muss dementsprechend so genau wie möglich ermittelt werden. Hierzu wird zwischen die Elektroden, bzw. zwischen die ITO – Messflächen eine kleine Menge NaCl 0,9% Nährlösung gegeben (ohne jegliches Gewebe) und den Stromkreis durch vertikales Herunterfahren der oberen Elektrode geschlossen. Anschließend wird die „Kurzschlussimpedanz“ mittels des aufgebauten Messsystems ermittelt. Diese Kurzschlussimpedanz ist hauptsächlich abhängig von der Maskierung der ITO – Beschichtung und von der Güte der ITO – Kontaktierung mittels der Kabel. Es stellt sich aber für jeden Elektrodenaufbau eine konstante Kurzschlussimpedanz ein. Diese wird innerhalb der Regelung als Wert hinterlegt und entsprechend verrechnet.

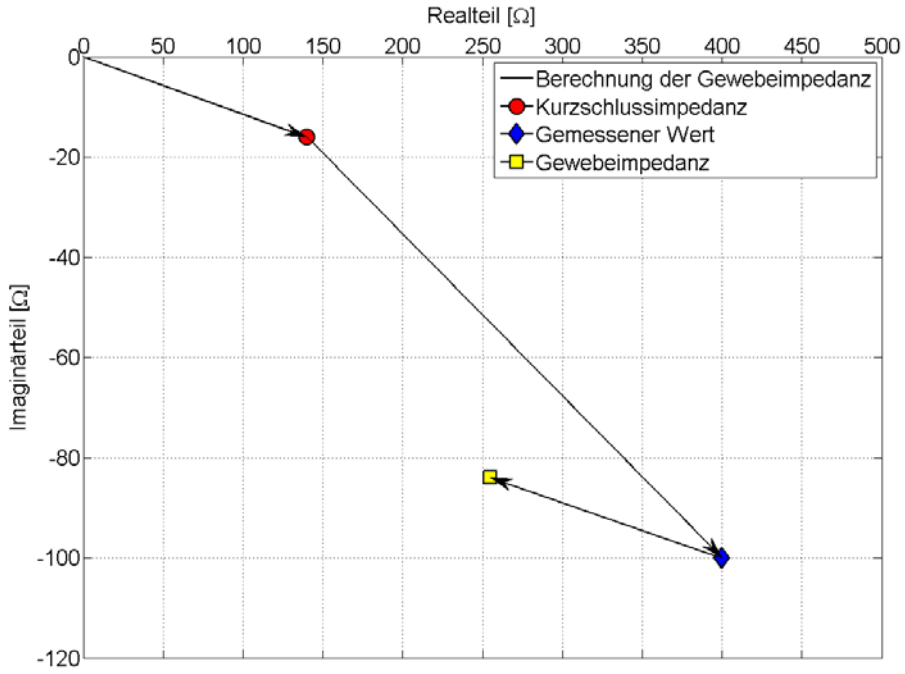


**Abbildung 59: Darstellung der vektoriellen Gewebeimpedanzbestimmung. Die Gewebeimpedanz setzt sich aus dem gemessenen Wert und der Kurzschlussimpedanz des Aufbaus zusammen.**

### 3.1.2. Aufbau eines Prüfstandes zur Untersuchung der Schälfestigkeit von Schweinedickdarmgewebe

Mit dem im Kapitel 3.1.1 beschriebenen Laboraufbau können lasergestützte Gewebefusionen erzeugt werden, wobei die Fusion von Dickdarmgewebe im Fokus steht. Um eine Bewertung der Fusionsgüte durchführen zu können, muss eine entsprechende Prüfgröße definiert werden, welche die Festigkeit der Verbindung beschreibt. Hierbei ist zusätzlich die Probengeometrie zu beachten. Da mit dem Laboraufbau keine Dickdarm – Komplettversiegelung (bedingt durch die maximale Fusionsbreite von 15mm) durchführbar ist, werden die Gewebeproben in Streifen mit einer Größe von ca. 8mm Breite und 30mm Länge geschnitten. Für die Fusion werden zwei solcher Probenstreifen übereinander gelegt und zwischen die Elektroden gespannt. Die Fusion erfolgt dann über die gesamte Probenbreite. Durch diese Art der Fusion ist keine Berstdruckmessung möglich, da kein Lumen vorhanden ist. Die Fusionsfestigkeit dieser Probengeometrie kann jedoch mittels dem Auseinanderziehen der zwei miteinander verbundenen Gewebestreifen getestet werden. Diese Art der Prüfung stellt die Ermittlung der Schälfestigkeit dar und ist im Bereich von technischen Verklebungen eine Standardprüfgröße. Die Überführung dieser Prüftechnik aus

der Industrie in medizinische Anwendungen wird von Bücheler beschrieben [6]. Abbildung 60 zeigt schematisch die Schälbeanspruchung der Gewebeprobe. Dabei werden die zwei Probenstreifen orthogonal zur Fusionsebene auseinander gezogen. Die Schälgeschwindigkeit beträgt 50mm/min. Die Grenzfläche der Fusionsstelle wird somit durch eine Zugbeanspruchung zum Aufschälen gebracht. Gemessen wird die aufgewendete Zugkraft zum Lösen der Fusion.

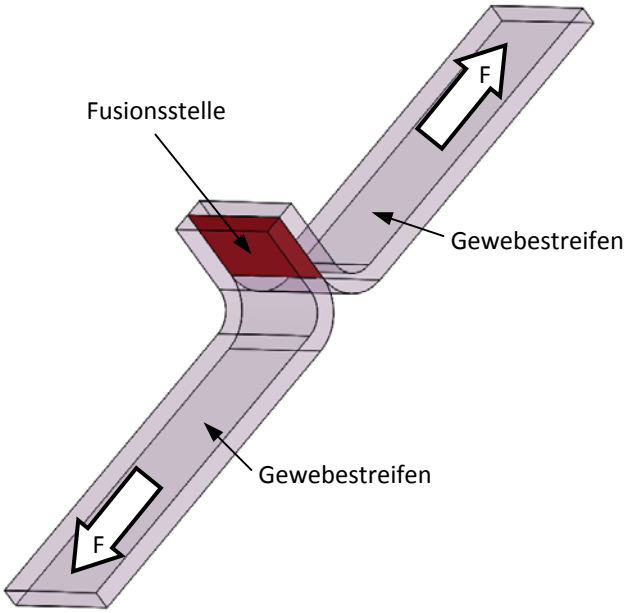


**Abbildung 60: Schematische Darstellung der Schälbeanspruchung auf die Gewebeprobe**

Die Apparatur zur Durchführung des Schälversuchs ist in Abbildung 61 gezeigt. Darin sind zum Halten der Gewebestreifen zwei Klemmen (2) integriert, wobei die untere Klemme fest an einem Kraftsensor (KD60, ME Messsysteme GmbH) (1) befestigt ist. Der Kraftsensor ist mit einem Nennkraftbereich von ±5N und einer Genauigkeit von 0,1% bestens für diese Anwendung dimensioniert. Die obere Klemme ist an einer Linearachse (VT-80, PI miCos GmbH) (3) montiert, welche durch vertikales Verfahren die Zugkraft erzeugt. Mittels des Kraftsensors kann diese Zugkraft in Echtzeit gemessen und aufgezeichnet werden. Die Auswertung der Messdaten wird anschließend gesondert vorgenommen (mit der Software Matlab 7.9 R2009b®).

Dadurch, dass die Schälfestigkeit von der Breite der Versiegelungsfläche abhängt, wird diese immer auf eine einheitliche Breite von 7mm zugeschnitten. So kann direkt ein spezifischer Wert mit der Einheit N/mm ermittelt werden. Dies garantiert eine Vergleichbarkeit der Proben untereinander und spart jeweils die Messung der Fusionsbreite vor der Prüfung.

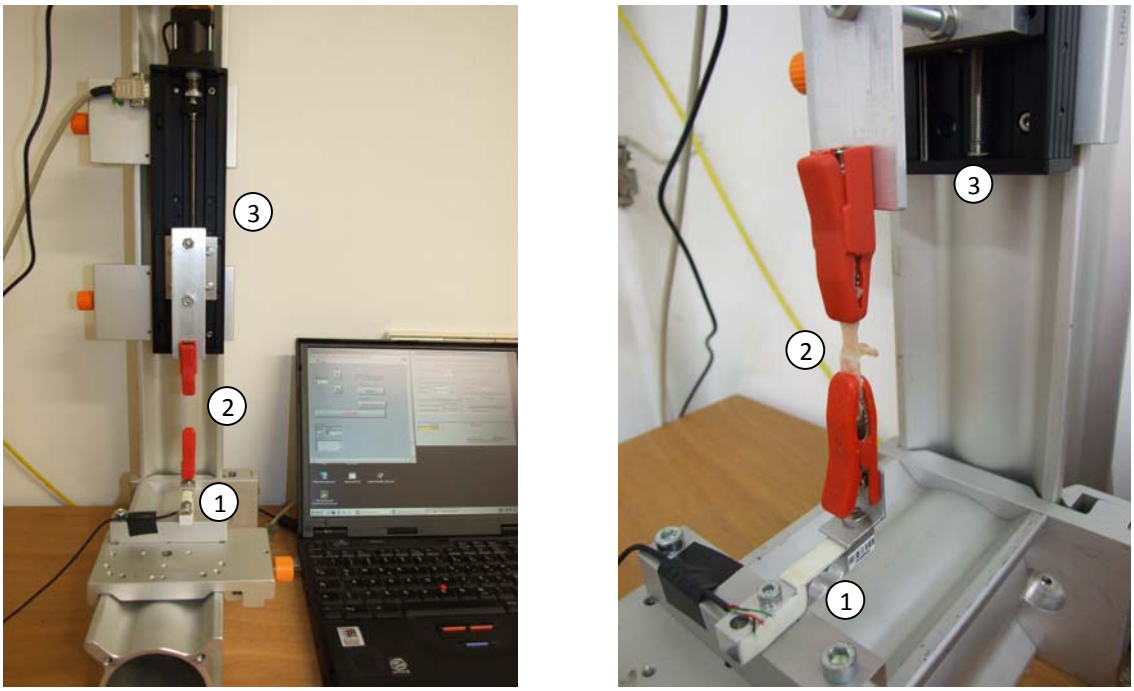


**Abbildung 61: Darstellung des Versuchsaufbaus zur Schälfestigkeitsprüfung**
**1: Kraftsensor**
**2: Klemmen zur Gewebehalterung (rechtes Bild mit eingespannter Gewebeprobe)**
**3: Linearachse zur Erzeugung der Zugkraft**

### 3.1.3. Versuchsproben (*colon* vom Schwein) und deren Präparation

Die Entwicklung des lasergestützten Laserfusionsprozesses zielt neben der grundlegenden prozessspezifischen Entwicklung zusätzlich auf die generelle Untersuchung der Fusionierbarkeit von Dickdarmgewebe ab. Da es sich um eine erste Untersuchung handelt und deswegen wahrscheinlich eine hohe Anzahl von Gewebeproben benötigt wird, wird die Verwendung von tierischem Probenmaterial, explizit Dickdarmgewebe von der Spezies Schwein, festgelegt. Die detaillierte Beschreibung der Probengewinnung aus dem Schlachtprozess, die Probenlagerung sowie deren Präparation vor den Versuchen ist bereits im Kapitel 2.1.4 erfolgt. An dieser dort beschriebenen Prozedur ändert sich für diese Untersuchung nichts.

### 3.1.4. Planung und Durchführung von Versuchsreihen

Mit dem erarbeiteten Laboraufbau zur lasergestützten Gewebefusion muss durch Versuchsreihen ein Prozess generiert werden, der biologisches Gewebe unter Laborbedingungen miteinander verbindet. Mittels der offen programmierbaren Laserleistungsregelung sind viele verschiedene Prozesscharakteristika realisierbar. Um jedoch einen funktionierenden Regelprozess mit der Impedanz als Feedbackgröße zu definieren, ist es primär wichtig, mittels eines einfachen gesteuerten Prozesses viele wichtige Informationen über das Verhalten des Dickdarmgewebes im Prozess zu erhalten. Hierzu dienen die Grundlagenversuchsreihen (Versuchsreihe 1 und Versuchsreihe 2). Die daraus gewonnenen Erkenntnisse werden anschließend in die Entwicklung eines geregelten Prozesses einfließen.

**Versuchsreihe 1 – Untersuchung des Einflusses von Energieeintragsdynamik, Flächenpressung sowie Gewebezustand auf die Fusionsgüte unter Verwendung von konstanten Leistungspegeln**

Diese erste Versuchsreihe zielt auf die Untersuchung unterschiedlicher Prozesseinflüsse ab. Dabei stehen die Energieeintragsdynamik, die Flächenpressung des Gewebes und der Gewebezustand im Fokus. Die Energieeintragsdynamik beschreibt die Art und Weise der Energieapplizierung und soll eine Erkenntnis liefern, inwieweit eine schnelle bzw. langsame Gewebeerwärmung die Fusionsgüte beeinflusst. Für die Applizierung der Energie wird eine konstante Leistung über den Prozess eingestellt. Dieser konstante Leistungspegel multipliziert mit der Dauer der Bestrahlung ergibt den Energieeintrag in das Gewebe, wobei für die Dynamikuntersuchung Leistungspegel und Zeit bei gleichem Energieeintrag variiert werden. Bezüglich der Flächenpressung soll ebenfalls wie bei den HF – Gewebefusionsuntersuchungen ein optimaler Bereich gefunden werden. Da sich schon bei der HF – Dickdarmfusion (Kapitel 2.2.5) gezeigt hat, dass sich das Dickdarmgewebe stärker zusammenpressen lässt als Arteriengewebe, wird auch in dieser Versuchsreihe eine Flächenpressungsvariation unter $1 N/mm^2$ gewählt. Die Variation des Gewebezustands beschreibt zum einen die Verwendung von schlachtfrischem Probenmaterial und zum anderen die Verwendung von aufgetautem (eingefroren bei –20°C) Gewebe. Durch eine

zusätzliche Verwendung von aufgetautem Gewebe könnte die Versuchsplanung und Versuchsdurchführung der folgenden Prozessentwicklung wesentlich vereinfacht werden, da schlachtfrisches Probenmaterial ausschließlich montags zur Verfügung steht. Es wären somit mehr Versuchstage möglich als nur mit schlachtfrischem Probenmaterial. Für die Versuchsplanung wurde eine DoE (Design of Experiments) Software (MiniTab 16, Minitab Inc.) verwendet. Darin können die einzelnen Prozessparameter sowie die Anzahl der Versuchsböcke definiert werden. Durch die Auswahl einer vollfaktoriellen Durchführungscharakteristik wird anschließend eine randomisierte Versuchsabfolge ermittelt. Für die Energieeintragsdynamikuntersuchung werden konstante Leistungspegel gepaart mit unterschiedlichen Bestrahlungszeiten, um entsprechende Energieeinträge zu erzeugen. Die Parameterkombinationen sowie die daraus resultierenden Energieeinträge sind in Abbildung 62 dargestellt. So werden auf unterschiedliche Weise (schnell und langsam) Weise 200J und 400J in das Gewebe eingebracht. Der Center Point (Zentrumspunkt) ist mit 300J Energieeintrag und einer mittleren Leistung von 30W definiert (Leistungsbereich von 0W – 59W). Diese Einstellung (300J mit 30W) des Center Points wurde durch einfache Vorversuche definiert, in denen erste Gewebefusionen erzeugt wurden. Der Center Point gilt zum Start dieser Versuchsreihe als der aktuelle Stand der Prozessentwicklung zur lasergestützten Gewebefusion. Von diesem aus wird der ±100J Energieeintrag variiert. Durch die Hinzunahme des Center Points können so zusätzlich Abhängigkeiten nachgewiesen werden.

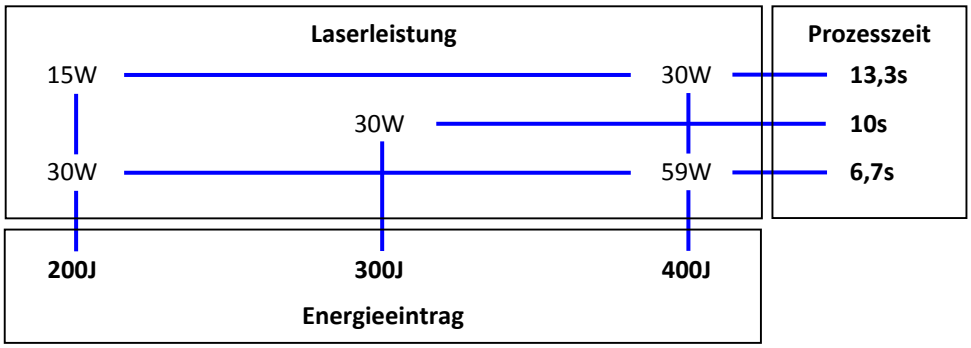


**Abbildung 62:** **Darstellung der geplanten Parameterkombinationen zur Durchführung der Versuchsreihe 1. Um die Energieeinträge von 200J und 400J zu erzeugen, werden schnelle (30W über 6,7s und 59W über 6,7s) und langsame (15W über 13,3s und 30W über 13,3s) Charakteristiken untersucht. Der Zentrumspunkt (auch Center Point CP genannt) ist mit 30W über 10s definiert.**

Aus dieser Versuchsplanung entstehen 5 verschiedene Parameterkombinationen, welche jeweils mit n=5 Wiederholungen durchgeführt werden. Die Versuchsreihenfolge wird durch den Zufallsgenerator der DoE Software bestimmt. Die sich so ergebene Versuchsanzahl von 25 wird durch die Variation der Flächenpressung mit 0,2N/mm$^2$, 0,4 N/mm$^2$ und 0,6 N/mm$^2$ verdreifacht. Zusätzlich soll dieser ganze Versuchsumfang jeweils mit schlachtfrischem und aufgetautem Gewebe durchgeführt werden. Damit umfasst der Gesamtversuchsumfang 150 Versuche. Zur Bewertung der jeweiligen Gewebefusion wird die Schälfestigkeit herangezogen.

**Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Gewebeeinflusses auf den Impedanzverlauf bei konstanten Prozessbedingungen**

Da der zu entwickelnde geregelte Prozess auf die Impedanz als Feedbackgröße zurückgreift, muss eine Untersuchung durchgeführt werden, die Aufschluss über einen möglichen Gewebeeinfluss auf den Impedanzverlauf gibt. Möglich ist, dass aufgrund von unterschiedlichen Dickdarmgewebeeigenschaften sich die Impedanz bei gleichen Prozessbedingungen verschieden verhält. Begründet ist diese Möglichkeit durch die Erkenntnis aus dem untersuchten HF – Gewebefusionsprozesses. Darin wird zum Prozessstart ein Gewebescreening (*Sensing – Phase* siehe Kapitel 2.2.2) durchgeführt, um anschließend einen angepassten Regelprozess einstellen zu können. Deswegen wird in dieser Versuchsreihe der eventuell vorhandene Effekt untersucht.

Die Versuchsreihe bezieht sich auf die Verwendung von Dickdarmgewebe von vier verschiedenen Tieren. Jeder Dickdarm eines Tieres ist im Vergleich zu den Dickdärmen anderer Tiere bezüglich seiner geometrischen und strukturellen Eigenschaften unterschiedlich. Es liegt nahe, dass vor allem die Wandstärke des Dickdarms wichtig ist, da diese das zu erwärmende Gewebevolumen mitbestimmt. Diesbezüglich sind starke Variationen festzustellen, welche durch eine Wandstärkeneinteilung entsprechend kategorisiert werden. Hierbei muss erwähnt werden, dass eine genaue Dickenmessung mit geringem Aufwand für eine schnelle Einteilung des Probenstücks nicht möglich ist. Aufgrund der sehr weichen Gewebewandstruktur kann die Dicke mittels Messschieber nur sehr ungenau bestimmt werden. Deswegen wird eine optische Bewertung vorgenommen, welche die Einteilung des Probenstücks in die Wandstärkenklassen „dünn“, „medium“ und „dick“ vornimmt. Durch das Arbeiten mit vielen Dickdarmgeweben von vielen unterschiedlichen

Schweinen ist ein Erfahrungsschatz aufgebaut worden, welcher eine richtige Einteilung ermöglicht.

Zur Untersuchung des Gewebedickeneinflusses auf den Impedanzverlauf ist ein Versuchsumfang mit insgesamt 20 Gewebefusionen über zwei Messtage geplant. Diese 20 Gewebefusionen ergeben sich durch die Erzeugung von jeweils 5 Proben (n=5) für jedes der vier Dickdarmgewebe. Die vier Dickdarmgewebe stellen sich wie folgt zusammen: Tier Nr.1 mit der Wandstärke „medium“, Tier Nr.2 mit der Wandstärke „dick“, Tier Nr.3 mit der Wandstärke „dünn“ und Tier Nr.4 mit der Wandstärke „medium“. Zusätzlich wird jede Gewebefusion einer Schälfestigkeitsprüfung unterzogen.

**Versuchsreihe 3 – Definition des ersten Regelprozesses und Untersuchung des Einflusses der Regelart (absolute Impedanzwerte oder Impedanzsteigung) auf den Prozess**

In diesem Abschnitt wird zunächst die Definition eines ersten Regelprozesses beschrieben. Das heißt, durch den Transfer der Erkenntnisse aus den ersten zwei Versuchsreihen und auch aus den HF – Fusionsprozessen wird ein erster lasergestützter Gewebefusionsprozess konzipiert. Diese Prozessentwicklung ist auf Basis von Testversuchen generiert worden und hat sich iterativ bis zu der hier dargestellten Version entwickelt. Zu diesem Prozesskonzept gehört der grundsätzliche Prozessablauf mit seinen Prozessphasen, charakteristischen Prozesspunkten sowie der zum Prozessstart durchgeführten Gewebeklassifizierung, welche Einfluss auf den gesamten Prozess nimmt. Des Weiteren wird auf die Tiefpassfilterung der Impedanz und auf die PID Reglerdynamik des Prozesses eingegangen.

Die anschließende Versuchsreihe 3 bezieht sich auf die Untersuchung des Prozesseinflusses durch zwei unterschiedliche Prozessregelweisen; zum einen die Regelung auf konkrete SOLL – Impedanzwerte, zum anderen die Regelung auf SOLL – Impedanzsteigungen. Aus den Testversuchen zuvor (Testversuche zur Bestimmung regelungsrelevanter Einstellungen für den Impedanzfilter und des PID Reglers ) ergibt sich die Vermutung, dass diesbezüglich ein Prozesseinfluss besteht und dieser mittels einer Versuchsreihe studiert werden sollte. Die Versuchsplanung bzw. der Versuchsumfang ist nachfolgend in Tabelle 9 gezeigt. Mit vier verschiedenen Dickdarmgeweben, welche alle der Größenklasse „dick“ angehören, werden jeweils 5 Wiederholversuche (n=5) durchgeführt. Durch Hinzunahme des nichtgeregelten Prozesses mit konstanter Leistung soll ein Vergleich bzw. eine Referenz gegeben werden. Insgesamt umfasst somit die Versuchsreihe 60 Versuche.

**Tabelle 9: Versuchsumfang zur Untersuchung des Prozesseinflusses durch die Regelweise. Es wird Dickdarmgewebe von vier unterschiedlichen Schweinen verwendet, wobei alle innerhalb der Größenklasse „dick“ liegen. Zusätzlich zu den zwei Regelweisen wird ein nichtgeregelter Prozess als Referenz durchgeführt. So ergeben sich bei n=5 insgesamt 60 Versuche.**

| | **Regelung auf Impedanzsteigung** | **Regelung auf absolute Impedanzen** | **Prozess konstante Leistung** | Summe |
|---|---|---|---|---|
| **Tier 1** | 5 | 5 | 5 | ∑15 |
| **Tier 2** | 5 | 5 | 5 | ∑15 |
| **Tier 3** | 5 | 5 | 5 | ∑15 |
| **Tier 4** | 5 | 5 | 5 | ∑15 |
| Summe | ∑20 | ∑20 | ∑20 | **∑60** |

Zu dieser Untersuchung gehört ebenfalls eine thermografische Prozessbetrachtung. Dafür ist in dem Laboraufbau eine Thermokamera integriert (siehe Aufbaubeschreibung in Kapitel 3.1.1), deren Bildebene auf den Planflächen der Glaselektroden gelegt ist. Es wird somit die vordere Gewebeebene zwischen den Glaselektroden thermografisch überwacht und ausgewertet. Bezüglich der Auswertung wird neben dem Darstellen einzelner ausgewählter Thermografiebilder hauptsächlich mit der Auswertung durch das ROI (region of interest) gearbeitet. Wie auch schon bei den Untersuchungen des HF – Prozesses wird mittels des ROI die Temperatur des mittleren Gewebebereichs für jedes Frame gemittelt und über der Zeit dargestellt. So erhält man einen zeitlichen Verlauf der Temperatur an dem Ort des ROI. Insgesamt sind zu jeder Prozessregelungsweise vier Versuche mit der thermografischen Aufnahme geplant.

**Untersuchung einer alternativen Gewebecharakterisierungsmethode**

Auf Grundlage der vorher durchgeführten Versuchreihen wird in diesem Abschnitt eine Methode zur Charakterisierung des Gewebes untersucht. Dazu werden 100 Gewebefusionen von acht Dickdärmen unterschiedlicher Schweine für die Auswertung verwendet. Dies ergibt eine breite Variation von verschiedenen Dickdarmgeweben und repräsentiert eine Methodik, mit der in der Prozessstartphase die jeweiligen für den Prozess wichtigen Gewebeeigenschaften eindeutig zugewiesen werden können.

**Entwicklung des abschließenden Regelungsprozesses zur Erzeugung lasergestützter Dickdarmfusionen**

Dieser Abschnitt beschreibt den Entwicklungsprozess, in dem mehrere einzelne Versuchsreihen bzw. Untersuchungen durchgeführt werden. Dabei ist die Gestaltung eines durch die Impedanz geregelten Fusionsprozesses mit maximaler, reproduzierbarer Schälfestigkeit das Ziel. Hierbei kann im Vorfeld keine genaue Versuchsplanung durchgeführt werden, da durch den iterativen Charakter ständig der Prozess geändert und auf Grund der wachsenden Erfahrung verbessert wird. Insgesamt sind mehr als 800 Versuche für die Entwicklung der Prozessregelung durchgeführt worden, wobei hauptsächlich als Bewertungsparameter die Schälfestigkeit verwendet wird. Zum Abschluss dieser Prozessentwicklung wird der entstandene Fusionsprozess genau erklärt und durch eine abschließende Testreihe von 32 Dickdarmgewebefusionen (erzeugt aus Dickdarmgewebe von vier unterschiedlichen Schweinen mit n=8) bewertet. Zusätzlich wird dieser abschließende Regelungsprozess thermografisch ausgewertet, um ebenfalls eines Aussage bezüglich des Gewebetemperaturprofils zu erhalten.

## 3.2. Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der im Kapitel 3.1.4 vorgestellten Versuchsreihen dargestellt und erläutert. Dabei werden zunächst in Versuchsreihe 1 und 2 durch die Anwendung von konstanten Laserleistungspegeln Informationen über den Prozess und über das Verhalten des Gewebes im Prozess gewonnen. Basierend auf diesen „einfachen" Fusionsprozessen kann die Entwicklung eines Feedback geregelten Prozesses gestartet werden. Dazu sind die Informationen und Erfahrungen aus den ersten beiden Versuchsreihen essentiell. Um jedoch die generelle Funktionsweise sowie eine grundlegende Impedanzmessung an einem exemplarischen Versuch zu erläutern, erfolgt zunächst eine qualitative Prozessbeobachtung bzw. Prozessbeschreibung.

### 3.2.1. Grundlegende, qualitative Betrachtung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses mit konstantem Leistungspegel

Die qualitative Betrachtung des gesamten lasergestützten Gewebefusionsprozesses zeigt die gleiche Versuchsvorgehensweise und eine ähnliche Prozesscharakteristik wie der des HF – Dickdarmgewebefusionsprozesses. Das Probenmaterial (zwei übereinander gelegte Dickdarmgewebestreifen) wird auf der unteren Elektrode mittig über der ITO Messfläche positioniert. Anschließend kann durch vertikales Verfahren der oberen Elektrode eine entsprechende Flächenpressung eingestellt werden. Dabei quetscht sich das Gewebe bis auf die doppelte Probenbreite. Hierbei muss darauf geachtet werden, dass die zwei Gewebestreifen auch im gepressten Zustand stets übereinander liegen. Durch das Relaxationsverhaltens des Gewebes wird der Prozess unmittelbar (innerhalb 1s) nach dem Einstellen der Flächenpressung gestartet. Nach dem Start des Fusionsprozesses ist nach einer kurzen Zeitdauer (1s – 2s) deutlich das Entweichen von Wasserdampf zu sehen und zu hören. Das Verdampfen von Wasser hält bis zum Prozessende an. Einzelne Prozessstufen sind nachfolgend in Abbildung 63 exemplarisch dargestellt. Der Gewebeprobenstreifen wird zurechtgeschnitten (Bild 1) und anschließend zusammengeklappt, sodass zwei Gewebelagen aufeinander liegen (Bild 2). Bild 3 zeigt das Positionieren des Probenmaterials auf der

unteren Glaselektrode. Bild 4 stellt die Gewebeprobe im gepressten Zustand (0,4N/mm$^2$ Flächenpressung) während des Prozesses dar. In beiden Bildern (3 und 4) ist der Pilotlaser rotleuchtend zu sehen. Die fusionierte Gewebeprobe ist in Bild 5 gezeigt, welche anschließend auf eine Breite von 7mm zugeschnitten wird (Bild 6).

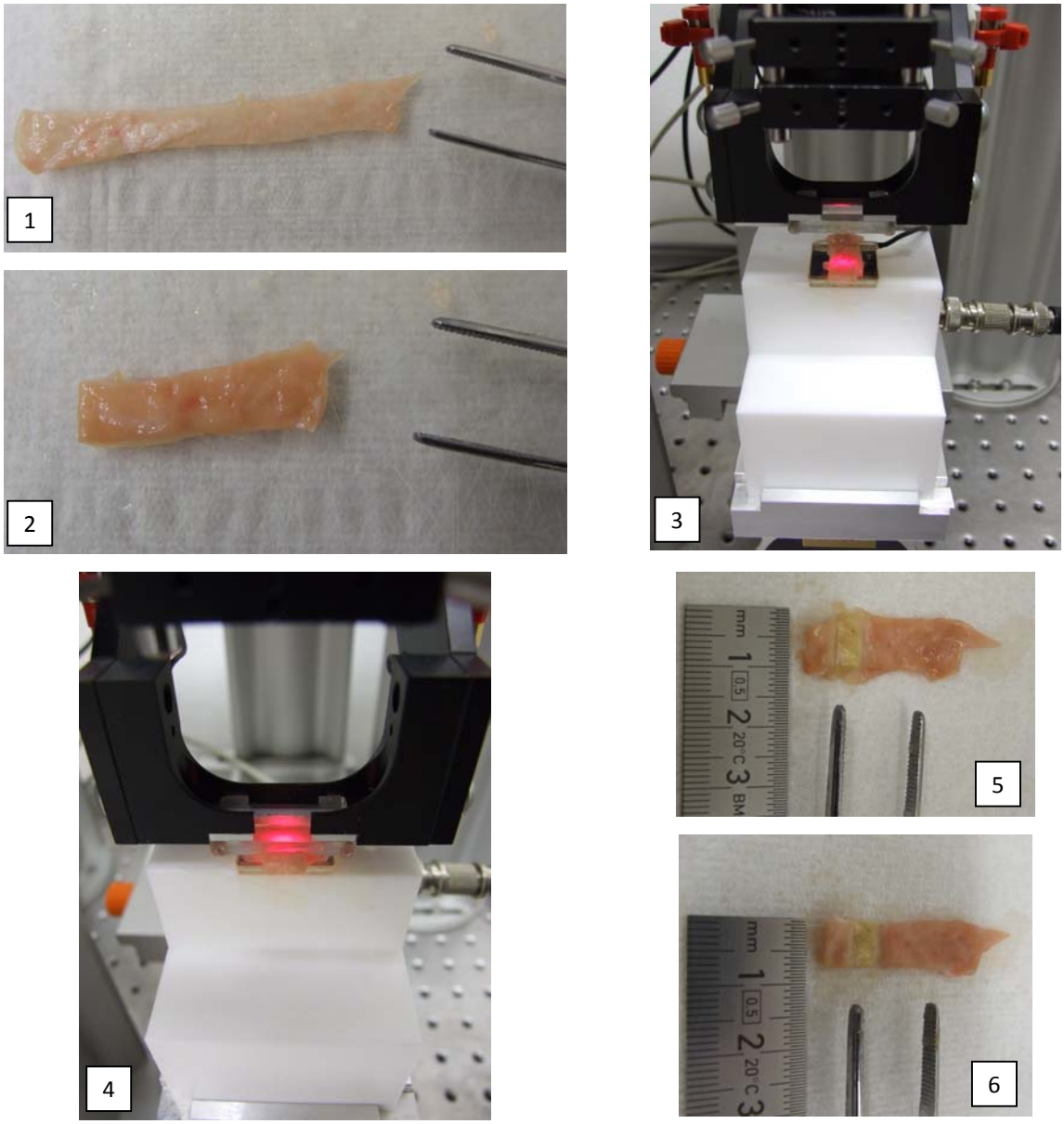


**Abbildung 63: Qualitative Darstellung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses**
**1: Gewebeprobenstreifen vor dem Zusammenklappen, sodass zwei Gewebelagen aufeinander liegen**
**2: Zusammengeklappte Gewebeprobe**
**3: Positionieren der Dickdarmgewebeprobe auf der unteren Glaselektrode mittig über der ITO Messfläche. Der Pilotlaser ist rotleuchtend zu sehen.**
**4: Beaufschlagung der Flächenpressung kurz vor dem Prozessstart**
**5: Fusionierte Gewebeprobe nach dem Prozess**
**6: Fusionierte Dickdarmgewebeprobe nach dem Zuschneiden auf eine Breite von 7mm**

Der Impedanzverlauf dieses exemplarischen Versuchs ist in Abbildung 64 dargestellt. Darin ist in blau die Impedanz und in grün der Laserpegel (konstantes Niveau) über der Zeit aufgetragen. Der Prozess ist mit einer Leistung von 30W über 10s durchgeführt worden und stellt die bis dato in Vorversuchen als günstig erwiesene Parametereinstellung dar. Die Startimpedanz beträgt ca. 180Ω und fällt direkt nach dem Prozessstart stark ab. Das Minimum wird nach ca. 1,5s erreicht und beträgt ca. 56Ω. Anschließend ist ein sprungartiger Anstieg von ca. 25Ω zu erkennen (Impedanzumschlag). Nach diesem Impedanzumschlag sinkt die Impedanz um ein geringes Maß, um danach erneut stetig anzusteigen. Dieser Anstieg erfolgt von ca. 70Ω bis auf die Endimpedanz von ca. 380Ω. Innerhalb dieses Impedanzanstiegs sind ab ca. 220Ω Impedanzoszillationen zu erkennen, welche bis zum Ende anhalten.

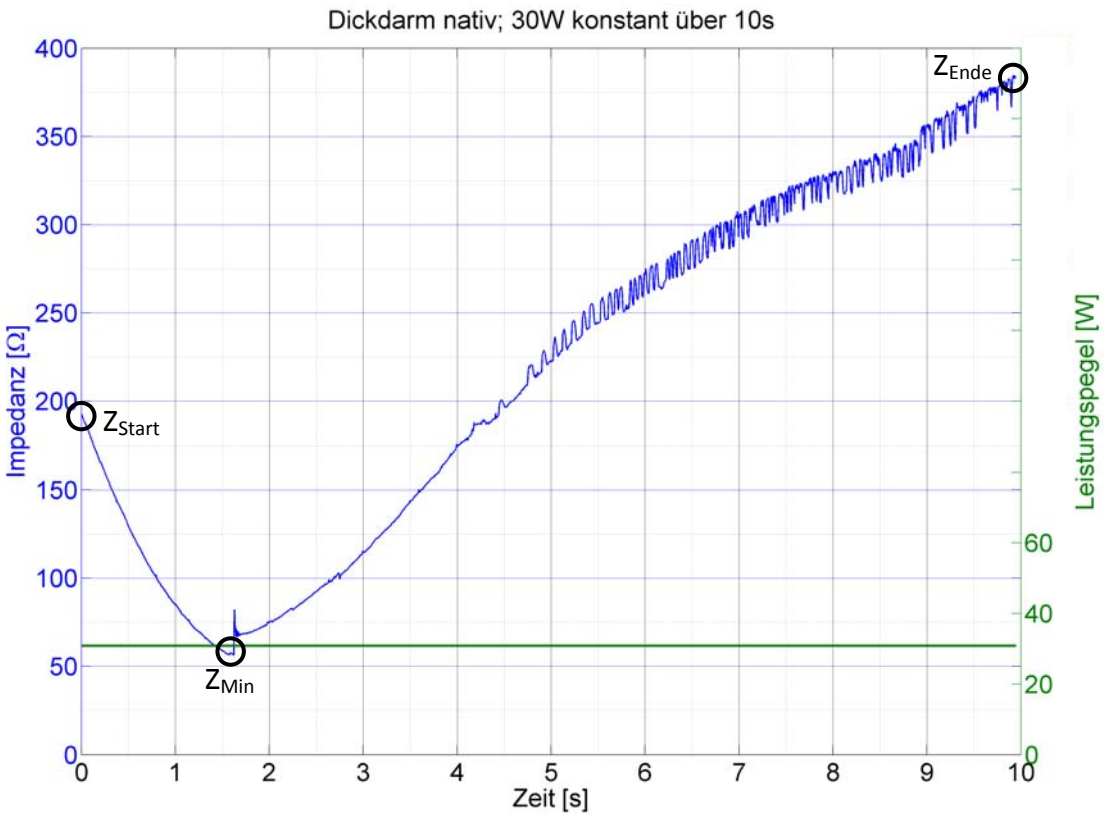


**Abbildung 64: Darstellung des Impedanzverlaufs (blauer Graph) sowie des Laserleistungspegels (grüner Graph) des Beispielversuchs (30W konstant über 10s).**

Insgesamt sind charakteristische Parallelen des Impedanzverlaufs des Laserprozesses zu dem Impedanzverlauf des HF – Prozesses zu erkennen. In beiden Verläufen ist ein anfänglicher Impedanzabfall vorhanden. Zum Zeitpunkt des Impedanzminimums folgt direkt eine

schlagartige Erhöhung der Impedanz, ein Impedanzumschlag. Danach folgt eine stetige Impedanzerhöhung bis zum Ende des Prozesses.

### 3.2.2. Versuchsreihe 1 – Untersuchung des Einflusses von Energieeintragsdynamik, Flächenpressung sowie Gewebezustand auf die Fusionsgüte unter Verwendung von konstanten Leistungspegeln

Wie in der Versuchsplanung dieser Versuchsreihe (Kapitel 3.1.4) beschrieben ist, sollen mit einem „einfachen“ Prozess, welcher mit einem konstanten Laserleistungspegel arbeitet, verschiedene Informationen über den Prozess und das Verhalten des Gewebes herausgefunden werden. Mit insgesamt 150 geplanten Versuchen ist es das Ziel, den Einfluss bezüglich der Energieeintragsdynamik, der Gewebeflächenpressung und des Gewebezustands zu eruieren.

Die Darstellung der gemessenen Impedanzverläufe ist in Abbildung 65 gezeigt. Dabei ist für jede Stufe der Flächenpressung (0,2N/mm$^2$, 0,4N/mm$^2$, 0,6N/mm$^2$,) gepaart mit dem Gewebezustand (frisch und aufgetaut) ein Diagramm dargestellt. Die Diagramme sind in chronologischer Reihenfolge angeordnet (von links nach rechts sowie von oben nach unten) und zeigen eine im Verlauf der Experimente vorgenommenen Modifizierung des Versuchsplans (durch die zwischenzeitliche Auswertung der Daten). Bei den, chronologisch gesehen, letzten zwei Versuchsreihendurchführungen (0,2N/mm$^2$ aufgetautes Gewebe und 0,2N/mm$^2$ frisches Gewebe) ist die Parameterkombination mit 59W über 6,7s (400J) nicht durchgeführt worden. Des Weiteren ist ebenfalls die Versuchsreihe mit 0,6N/mm$^2$ bei frischem Gewebe ausgelassen worden. Begründet sind diese Änderungen durch die zwischenzeitliche Auswertung der Schälfestigkeiten der bis dato ersten vier durchgeführten Versuchsblöcke. Die Auswertung der Schälfestigkeit ist als Balkendiagramm in Abbildung 66 dargestellt. Darin sind die Mittelwerte und Standardabweichungen aus den jeweils fünf Wiederhohlversuchen für die jeweiligen Parameterkombinationen aufgetragen. Bezüglich der Gewebefusion mit der hohen Leistung von 59W über 6,7s kann festgestellt werden, dass alle Gewebeverbindungen bei dieser Parameterkombination sehr stark karbonisiert waren und dadurch bereits beim Entnehmen aus dem Laboraufbau die Fusionsstelle defekt war. So war keine Messung der Schälfestigkeit möglich. Zudem sind karbonisierte Verbindungen aufgrund der massiven Gewebeschädigung nicht erwünscht. Diese Tatsache ist der Anlass, dass diese Parameterkombination bei den restlichen Versuchsblöcken ausgelassen wird. Des

Weiteren zeigt die Flächenpressung von 0,6N/mm$^2$ im Vergleich zu den zwei niedrigeren Niveaus einen negativen Einfluss auf die Schälfestigkeit (Vergleich der Versuchsblöcke mit aufgetautem Gewebe). Es ist offensichtlich, dass wesentlich bessere Schälfestigkeiten mit einer Flächenpressung zwischen 0,2N/mm$^2$ und 0,4N/mm$^2$ erzielt werden können. Dieser Zusammenhang ist beim frischen Gewebe ebenfalls zu erwarten und begründet somit das Auslassen dieses Versuchsblocks. Die Gesamtversuchsanzahl sinkt somit von 150 geplanten Versuchen auf 115 tatsächlich durchgeführte Versuche.
Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse aus den einzelnen Impedanzdiagrammen hinsichtlich Impedanzverlaufscharakteristik und Schälfestigkeit (siehe Abbildung 66) beschrieben.

**Beschreibung der Impedanzverläufe**

In allen Impedanzverläufen ist eine leistungsabhängige Charakteristik zu erkennen. Vor allem der anfängliche Impedanzabfall bis zum Minimum ist bei hohen (59W) Bestrahlungsleistungen wesentlich steiler als bei geringen Leistungen (15W). Ebenfalls zeigt sich der anschließende Anstieg der Impedanz entsprechend der Bestrahlungsleistung, wobei die hohen Leistungen immer zu einem steileren Anstieg führen. Die Impedanz zum Zeitpunkt des Prozessendes ist ebenfalls abhängig von der Bestrahlungsleistung und der Bestrahlungsdauer. Die Unterschiede sind sehr deutlich zwischen den magentafarbenen (59W mit 6,7s) und den grünfarbenen (15W mit 13,3s) Verläufen zu erkennen. In diese Abhängigkeit sortieren sich die Leistungsverläufe mit 30W mittig ein. Dieser Einfluss der Leistung auf den Impedanzverlauf ist unabhängig von der Flächenpressung und des Gewebezustands in ähnlichem Maße vorhanden. Bezüglich der Startimpedanz (Impedanzwert zum Zeitpunkt 0s) liegen alle Proben im Bereich von 100Ω – 450Ω. Im Vergleich zwischen den Impedanzverläufen von aufgetautem und frischem Gewebe mit jeweils 0,4N/mm$^2$ zeigt sich ein deutlich geringeres Startimpedanzniveau für das aufgetaute Gewebe (zwischen 100Ω – 200Ω im Vergleich zu 180Ω – 450Ω). Dieser Unterschied zeigt sich jedoch im Vergleich von den zwei Gewebezuständen bei 0,2N/mm$^2$ nicht. Hier wird in beiden Versuchsblöcken eine Startimpedanz zwischen 100Ω – 220Ω gemessen. Das Startimpedanzniveau in dem Versuchsblock mit 0,6N/mm$^2$ liegt in einem ähnlichen Bereich von ca. 100Ω – 260Ω.

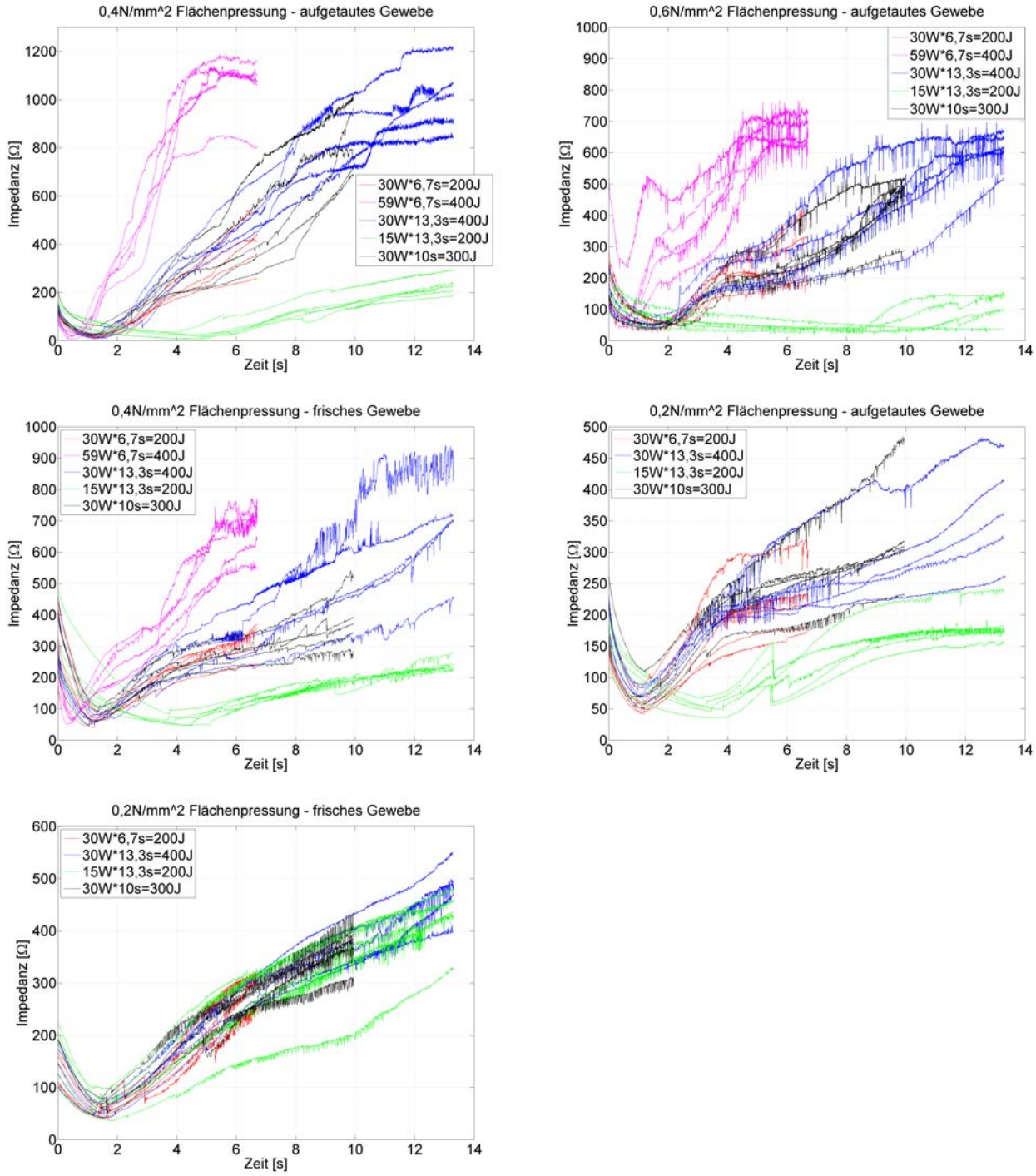


**Abbildung 65: Darstellung der Impedanzverläufe aller Parameterkombinationen abhängig der Flächenpressung und des Gewebezustandes. Die Diagrammreihenfolge (von links nach rechts und oben nach unten) spiegelt die chronologische Versuchsreihendurchführung wieder. Durch zwischenzeitliche Ergebnisbewertung wurde die Parameterkombination mit 59W über 6,7s und die Anwendung von 0,6N/mm$^2$ Flächenpressung für frisches Gewebe aus der Versuchsdurchführung entnommen.**
Oben links: Impedanzverläufe mit 0,4N/mm$^2$ und aufgetautem Gewebe
Oben rechts: Impedanzverläufe mit 0,6N/mm$^2$ und aufgetautem Gewebe. Die zu erkennenden Messwertausreißer sind auf eine gerissene ITO Messfläche zurückzuführen.
Mitte links: Impedanzverläufe mit 0,4N/mm$^2$ und frischem Gewebe
Mitte rechts: Impedanzverläufe mit 0,2N/mm$^2$ und aufgetautem Gewebe
Unten links: Impedanzverläufe mit 0,2N/mm$^2$ und frischem Gewebe

Der Impedanzverlauf nach dem Minimum erfolgt zunächst immer in einem glatten Anstieg, welcher jedoch ab einem bestimmten Punkt verrauschter wird bzw. Unregelmäßigkeiten aufweist. Zusätzlich zeigt sich ab diesem Punkt ein leichtes Abknicken der Verläufe – die Steigung wird geringer (vor allem sichtbar bei den Verläufen mit 0,2N/mm$^2$ aufgetaut, 0,6N/mm$^2$ aufgetaut sowie bei 0,4N/mm$^2$ frisch).

Die Messwertausreißer in den Impedanzverläufen des Versuchsblocks mit 0,6N/mm$^2$ und aufgetautem Gewebe sind bedingt durch eine defekte ITO Schicht innerhalb der kreisrunden Messfläche. Diese zeigte im Nachhinein einen Riss, welcher wahrscheinlich die Impedanzunregelmäßigkeit verursacht hat. Der Impedanzverlauf an sich (ohne die Messwertausreißer) ist jedoch vertrauenswürdig.

**Beschreibung der Schälfestigkeiten**

Die Darstellung der Schälfestigkeitsmittelwerte (n=5) sowie der Standardabweichungen ist in Abbildung 66 zu sehen. Darin sind die aufgetauten Gewebe mit den Farben rot, blau und grün gekennzeichnet. Die frischen Gewebe haben die Balkenfarbe magenta und weiß. Zunächst ist deutlich die niedrigere Schälfestigkeit der Fusionen mit 0,6N/mm$^2$ (grüne Balken) in Vergleich zu den Fusionen mit 0,2N/mm$^2$ (rote Balken) und 0,4N/mm$^2$ (blaue Balken) im Bereich der aufgetauten Gewebe zu erkennen (Grund für die Nichtberücksichtigung dieser Flächenpressung für frisches Gewebe). Des Weiteren sind für die Parameterkombination 59W über 6,7s (400J) keine Schälfestigkeitswerte vorhanden, da eine Prüfung nicht möglich war (Zerstörung des Gewebes durch Karbonisation). Die höchsten Schälfestigkeitsmittelwerte sowohl für aufgetautes als auch für frisches Gewebe sind mit 30W über 13,3s (400J) erzielt worden. Innerhalb dieser Parameterkombination ist der Festigkeitsunterschied durch die Flächenpressung von 0,2N/mm$^2$ und 0,4N/mm$^2$ für beide Gewebezustände gering. Das aufgetaute Gewebe zeigt für 0,2N/mm$^2$ einen Wert von 0,096±0,021N/mm und für 0,4N/mm$^2$ einen Wert von 0,092±0,016N/mm. Im Vergleich dazu ergibt sich für frisches Gewebe für 0,2N/mm$^2$ einen Wert von 0,105±0,037N/mm und für 0,4N/mm$^2$ einen Wert von 0,106±0,026N/mm. Alle anderen Parameterkombinationen erzielten geringere Festigkeiten, wobei die geringsten Werte (ausgenommen der Kombination von 59W und 6,7s) bei der Bestrahlung mit 30W über 6,7 (200J) und frischem Gewebe erzielt wurden. Diese belaufen sich für 0,2N/mm$^2$ auf einen Wert von

0,058±0,027N/mm und für 0,4N/mm$^2$ auf einen Wert von 0,051±0,007N/mm. Um die gemessenen Schälfestigkeiten einordnen zu können, wird die Schälfestigkeit der HF generierten Arterienverbindung als Vergleich herangezogen. Diese weisen reproduzierbar sehr hohe Berstdruckfestigkeiten auf und können damit einen Richtwert für einen Schälfestigkeitswert geben, der eine hohe Berstdurckfestigkeit garantiert. Diesbezüglich wurden 5 Arterien mittels des ForceTriad™ und der LigaSure Impact™ Zange fusioniert und anschließend auf deren Schälfestigkeit geprüft. Für diese Festigkeitsprüfung muss zuerst die Arterie in Längsrichtung auf zwei Seiten geöffnet werden, sodass zwei durch die Fusionsstelle miteinander verbundene Gewebestreifen entstehen. Die gemittelte Schälfestigkeit dieser HF erzeugten Arterienfusionen ist im Balkendiagramm rechts in gelb aufgetragen und zeigt einen Wert von 0,111±0,037N/mm. Dieser liegt geringfügig über den Schälfestigkeiten der lasererzeugten Dickdarmfusionen mit 30W und 13,3s bei 0,4N/mm$^2$ für frisches Gewebe. Alle Schälfestigkeiten sind zusätzlich in Tabelle 18 im Anhang A4 aufgelistet.

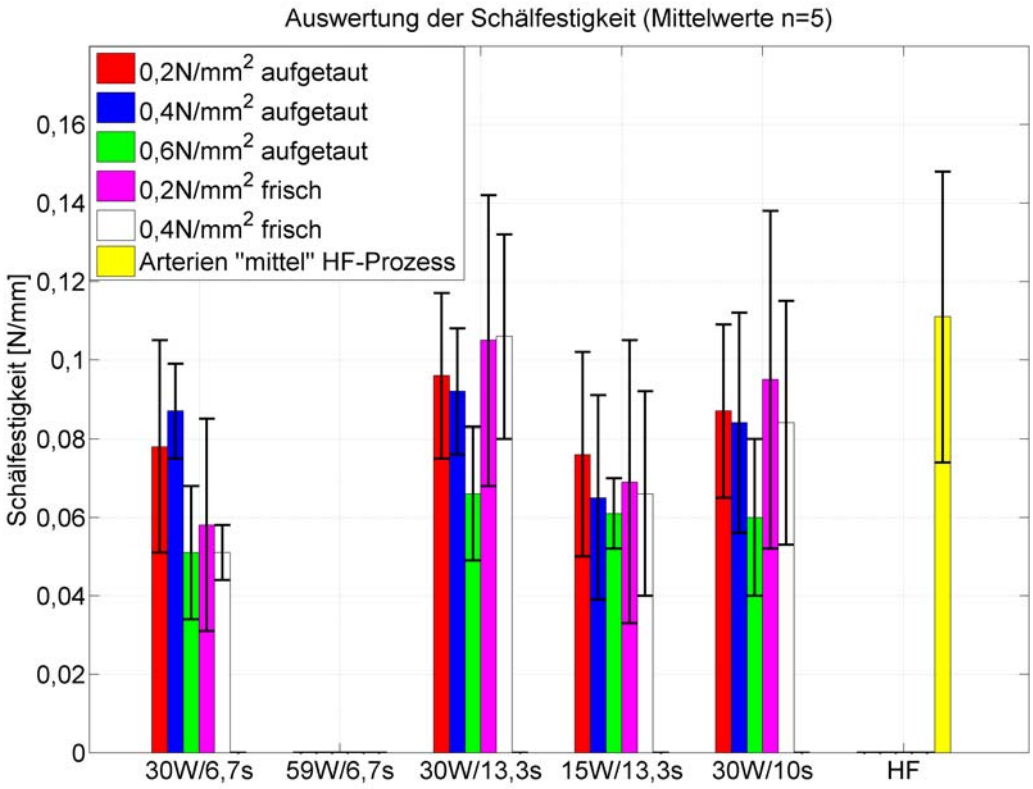


**Abbildung 66:** **Darstellung der gemittelten Schälfestigkeiten (n=5) für alle Parameterkombinationen. Die zusätzliche Angabe der Schälfestigkeit von HF generierten Arterienversiegelungen (ForceTriad™ und LigaSure Impact™ Instrument) dient zum Vergleich und zur Einordnung der anderen Schälfestigkeiten.**

**Interpretation der Ergebnisse**

Eine Fragestellung der Versuchsreihe war, ob neben dem frischen Probenmaterial ebenfalls mit aufgetautem Gewebe in den kommenden Versuchsreihen, zumindest für Testversuche, gearbeitet werden kann. Diesbezüglich zeigt der Vergleich der Schälfestigkeiten keinen deutlichen Unterschied, sodass das aufgetaute Gewebe als Probenmaterial nicht ausgeschlossen werden muss. Des Weiteren ist aus den Impedanzverläufen nicht eindeutig ein Unterschied in der Verlaufscharakteristik festzustellen. Trotzdem wurden für die weiteren Versuchsreihen ausschließlich frisches Material verwendet, um einen möglicherweise doch vorhandenen Unterschied oder Einfluss des Gewebezustands zu vermeiden. Für Vorversuche oder Prozessfunktionstests kann jedoch auch aufgetautes Material zum Einsatz kommen. Ein deutliches Ergebnis zeigt die Auswertung bezüglich der optimalen Flächenpressung. Hierbei ist für frisches Gewebematerial eine Einstellung zwischen 0,2N/mm$^2$ und 0,4N/mm$^2$ erstrebenswert. Die hohe Flächenpressung von 0,6N/mm$^2$ wurde durch die wesentlich schlechteren Ergebnisse bei aufgetautem Gewebe ausgeschlossen. Durch die hohe Flächenpressung wird das Gewebe dünner komprimiert, was sich sichtlich schlecht auf die Fusion auswirkt. Für die nachfolgenden Untersuchungen wird die Flächenpressung von 0,3N/mm$^2$ festgelegt. Hinsichtlich der Energieeintragsdynamik sind klare Hinweise aus den Ergebnissen zu entnehmen. Hier zeigt sich, dass ein moderater Prozess mit eher geringeren Leistungen über eine längere Bestrahlungsdauer vorteilhaft für die Gewebefusion ist und höhere Festigkeiten generiert. Dies zeigt der Vergleich zwischen den zwei Parameterkombinationen, welche beide 400J Energieeintrag erzeugen. Der schnelle, heftige Prozess mit maximaler Leistung von 59W über 6,7s erzeugt sofort Gewebeverbrennungen (Karbonisation) und zerstört damit die Fusionsstelle. Im Gegensatz dazu werden mit mittlerer Leistung (30W) über 13,3s die höchsten Festigkeiten erreicht. Das gleiche Verhalten ist auch bei den zwei Prozessen mit 200J Energieeintrag vorhanden. Hier ist die Festigkeit bei der Anwendung von 30W über 6,7s geringer als bei der mit 15W über 13,3s. Es zeigt sich also, dass für gute Gewebeverbindungen hohe Laserpegel und damit hoher Energieeintrag in kurzer Zeit vermieden werden müssen. Die Prozesseinstellung von 30W über 13,3s (400J) führt nicht nur die höchsten Schälfestigkeiten innerhalb dieser Untersuchung auf, sondern liegt auch im Vergleich zu den HF generierten Verbindungen in einem sehr guten Bereich.

### 3.2.3. Versuchsreihe 2 – Untersuchung des Gewebeeinflusses auf den Impedanzverlauf bei konstanten Prozessbedingungen

Die zuvor beschriebene Versuchsreihe liefert grundlegende Parameterprozesseinstellungen, mit welchen in der Entwicklung eines durch die Impedanz geregelten Prozesses zunächst weitergearbeitet wird. Dazu zählt die Verwendung einer konstanten Bestrahlungsleistung von 30W über 13,3s (400J) bei einer Gewebeflächenpressung von 0,3N/mm$^2$ (30N Druckkraft bei 100mm$^2$ Auflagefläche). Zusätzlich scheint eine Schälfestigkeit von >0,1N/mm eine ausreichend feste Verbindung zu repräsentieren. Dieser Wert liegt nur geringfügig unterhalb der Schälfestigkeit von HF erzeugten Arterienversiegelungen (sehr hohe Berstdruckfestigkeiten) und wird als erste Zielgröße definiert. Da der geregelte Prozess auf die Impedanz als Feedbackgröße zurückgreift, muss zunächst eine Untersuchung durchgeführt werden, die Aufschluss über einen möglichen Einfluss des Gewebes auf den Impedanzverlauf gibt. Möglich ist, dass aufgrund von unterschiedlichen Dickdarmgewebeeigenschaften sich die Impedanz bei gleichen Prozessbedingungen verschieden verhält. Begründet ist diese Möglichkeit durch die Erkenntnis aus dem untersuchten HF – Gewebefusionsprozesses. Darin wird zum Prozessstart eine Gewebeuntersuchung (*Sensing – Phase* siehe Kapitel 2.2.2) durchgeführt, um anschließend einen richtigen Regelprozess einstellen zu können.

Die in Kapitel 3.1.4 beschriebene Versuchsplanung umfasst insgesamt 20 Versuche, wobei für jedes der vier unterschiedlichen Dickdarmgewebe fünf Versuche durchgeführt werden (n=5). Dieser Versuchsreihenumfang wurde an zwei Messtagen durchgeführt und spiegelt einen Kompromiss zwischen Aufwand (Anzahl der Versuche) und Nutzen (Erkenntnisgewinn bezüglich des Gewebeeinflusses auf den Impedanzverlauf) wider. Das Ergebnis ist in Abbildung 67 und in Tabelle 19 im Anhang A5 wiedergegeben. Im Diagramm in Abbildung 67 ist jeweils ein exemplarischer Impedanzverlauf für jedes der vier Dickdarmgewebe dargestellt. Im Vergleich zeigen die vier Impedanzverläufe in ihrer generellen Charakteristik keinen Unterschied, wohl aber bezüglich der quantitativen Impedanzniveaus. Es ist gut zu erkennen, dass das „dünne“ Gewebe (grüne Kurve) ein frühes Impedanzminimum und anschließend einen steilen Anstieg aufweist. Im Vergleich dazu zeigt das „dicke“ Gewebe

(blaue Kurve) einen insgesamt wesentlich flacheren Verlauf. Die Gewebe mit der Wandstärke „medium“ reihen sich zwischen diese beiden Impedanzverläufe ein.

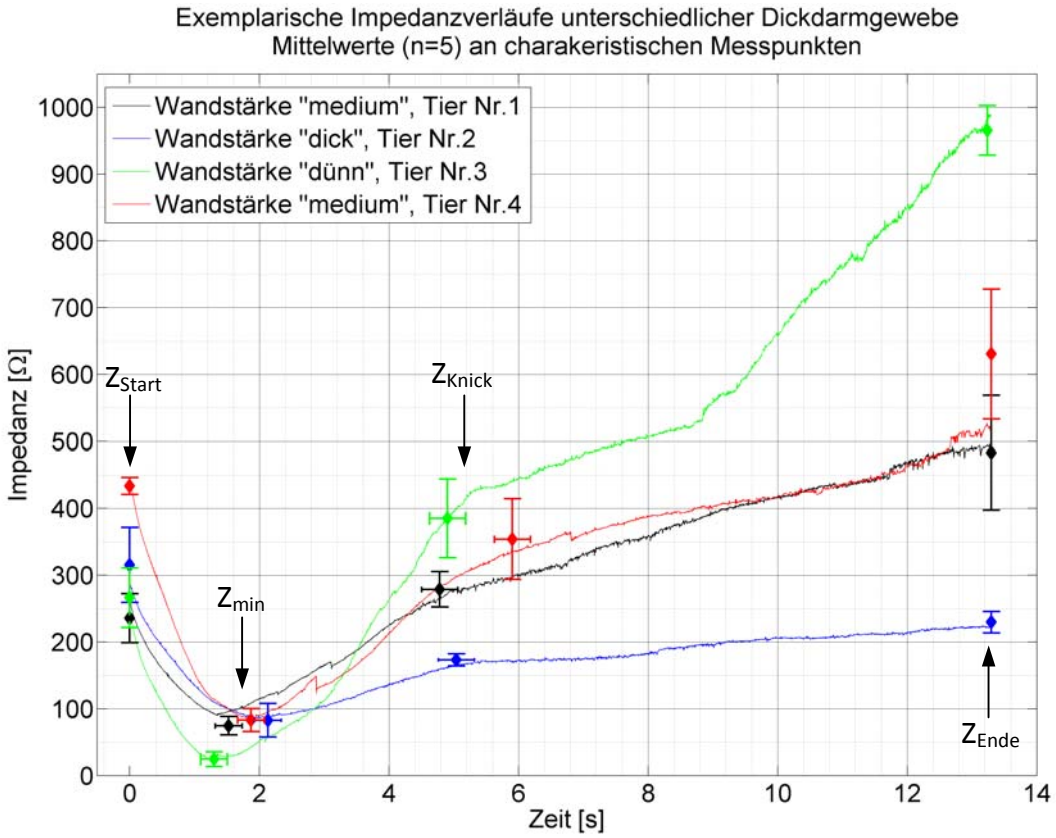


**Abbildung 67:** **In diesem Diagramm werden vier exemplarische Impedanzverläufe gezeigt, wobei jeweils ein Verlauf ein Dickdarmgewebe (unterschiedliche Gewebewandstärke) repräsentiert. Zusätzlich sind die Mittelwerte und Standardabweichungen (für die Impedanz und die Zeit) der einzelnen Reihen bezüglich der charakteristischen Prozesspunkte eingetragen.**

Zur quantitativen Auswertung aller 20 durchgeführten Versuche werden vier charakteristische Punkte im Impedanzverlauf bestimmt, an denen jeweils die Impedanz- und Zeitwerte entnommen werden. Diese charakteristischen Prozesspunkte sind der Prozessstart, das Impedanzminimum, der Impedanzknick nach dem Impedanzminimum und anschließendem ersten Anstieg sowie das Prozessende. Für jeden Versuch werden an diesen Punkten die Werte ermittelt und daraus Mittelwerte und Standardabweichungen (für die Impedanz und die Zeit) errechnet. So wird das gemittelte charakteristische Verhalten gewebespezifisch dargestellt (siehe Mittelwertmarkierung und Fehlerbalken farblich passend zu dem jeweiligen exemplarischen Impedanzverlauf). Wie schon die einzelnen exemplarischen Verläufe einen Unterschied aufzeigen, ist auch durch die Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen eine klare gewebeabhängige Verlaufscharakteristik

zu erkennen. Die errechneten Werte sind der Tabelle 19 im Anhang A5 zu entnehmen. So zeigt sich in der Startimpedanz nur ein leichte tendenzielle Gewebeabhängigkeit, wobei ein dünneres Gewebe eine niedrigere Impedanz zum Prozessstart aufweist als ein dickes Gewebe. Lediglich Tier 4 mit der Wandstärke „medium“ fällt hier aus der Tendenz heraus. Insgesamt bewegen sich die gemittelten Startimpedanzen in einem Bereich von ca. 235Ω bis 433Ω. Eine deutlichere Unterscheidung ist zum Zeitpunkt des Impedanzminimums vorhanden. Diesbezüglich erreicht das „dünne“ Gewebe bereits nach 1,3±0,14s im Mittel das Minimum wohingegen das „dicke“ Gewebe im Mittel 2,13±0,22s benötigt. Die mittleren Gewebestärken reihen sich dazwischen ein. Außer dem dünnen Gewebe zeigen alle drei anderen einen nahezu gleichen Impedanzwert zum Zeitpunkt des Minimums. Nach dem Impedanzminimum erfährt die Impedanz einen Anstieg, welcher sich bei den unterschiedlichen Gewebeproben unterschiedlich steil ausprägt. Der dritte Prozesspunkt ist das Prozessereignis, in dem sich dieser beschriebene Impedanzanstieg abflacht und sich dadurch eine Art Knick im Verlauf bildet. Der Zeitpunkt des Knicks ist gewebeunabhängig, jedoch unterscheiden sich die Gewebe eindeutig in dem Impedanzniveau (bedingt durch die unterschiedliche Impedanzsteigung), wobei dieses mit zunehmender Gewebewandstärke abnimmt. Das „dünne“ Gewebe weist zu diesem Zeitpunkt einen Mittelwert von 385±59Ω auf. Im Gegensatz dazu erreichen die „dicken“ Proben lediglich 173±9Ω.

Folgend auf diesen Impedanzknick steigt die Impedanz stetig bis zum Prozessende an. Zum Prozessende werden dann deutlich unterschiedliche Impedanzniveaus erreicht. Der Bereich streckt sich von sehr hohen 965±37Ω für „dünnes“ Gewebe bis hin zu niedrigen 230±16Ω für „dickes“ Gewebe.

Bezüglich der Schälfestigkeit zeigen die errechneten Mittelwerte auch eine mögliche Tendenz. Die höchsten Mittelwerte, werden von den Gewebedicken „medium“ erzielt (0,094±0,033N/mm und 0,103±0,052N/mm). Dickes Gewebe generiert die niedrigsten Festigkeiten (0,075±0,023N/mm).

**Interpretation der Ergebnisse**

Die Ergebnisse dieser Versuchsreihe 2 zeigen eine gewebeabhängige Ausprägung des Impedanzverlaufs. Alle Versuche sind unter gleichen Prozessbedingungen durchgeführt worden (30W/13,3s und 0,3N/mm$^2$), generieren aber verschiedene Impedanzverläufe. Ein Prozess, in dem feste, vorgegeben Impedanzverläufe durch eine Regelung „abgefahren" werden sollen, ist daher nicht sinnvoll, da beispielsweise ein dickeres Gewebe eine hohe Steigung (Steigung nach dem Impedanzknick) nach dem Vorbild der dünnen Gewebe nur unter Einsatz von sehr hohen Leistungen erreichen würde. Hohe Leistungen wiederum führen zu Karbonisation bzw. zur Zerstörung des Gewebes (siehe Versuchsreihe 1). Gleichwohl sind für dünne Gewebe niedrige Steigungen nicht sinnvoll, da diese nur mit sehr geringer Leistung erreicht werden. In diesem Falle würde der Prozess unnötigerweise in die Länge gezogen werden, bis die entsprechende Gesamtenergie appliziert ist. Es muss also zum Prozessanfang eine Gewebecharakterisierung erfolgen, damit der Regelprozess in der richtigen Art und Weise die Fusion erzeugt. Diesbezüglich könnte zunächst die Startimpedanz verwendet werden.

Die in Tabelle 19 im Anhang A5 aufgelisteten Schälfestigkeitsmittelwerte weisen teilweise eine hohe Standardabweichung auf. Dies zeigt, dass innerhalb der jeweils fünf Versuche auch mindestens eine Fusion mit geringer Festigkeit erzeugt wurde. Um solche Ausreißer zu vermeiden und damit die Reproduzierbarkeit des Prozesses zu erhöhen, soll der geregelte Prozess, im Gegensatz zu einem Prozess mit konstanter Leistung, auf eventuelle Prozessunregelmäßigkeiten reagieren können und dadurch die erstrebte, reproduzierbare Schälfestigkeit garantieren.

### 3.2.4. Versuchsreihe 3 – Definition des ersten Regelprozesses und Untersuchung des Einflusses der Regelart (absolute Impedanzwerte oder Impedanzsteigung) auf den Prozess

Mit den Erkenntnissen aus den zwei zuvor durchgeführten Versuchsreihen wird eine erste Prozessregelung definiert. Außerdem wird auf das Wissen über den Regelablauf des HF – Fusionsprozesses zurückgegriffen. Darin wird der Fusionsprozess anfänglich gesteuert und erst nach dem Prozessereignis des Impedanzumschlags auf eine Reglung umgeschaltet (siehe die Prozessbeschreibung in Kapitel 2.2.2). Dies bewirkt, dass bei jedem Prozess die

anfänglichen Prozessbedingungen gleich sind und dadurch notwendige Gewebeinformationen (neben der sowieso schon durchgeführten *Sensing – Phase*) ermittelt werden können. Diese Prozessstartphase wird ebenfalls für den Laserfusionsprozess definiert und sieht zunächst die Vorgabe einer konstanten Leistung vor, welche bis zu einem bestimmten Prozessereignis gehalten werden soll. Dieses konstante Leistungsniveau ist abgeleitet aus der günstigsten Parameterkombination aus Versuchsreihe 1 (konstante Leistung 30W über 13,3s) und beträgt 34W. Die Leistungserhöhung von 30W auf 34W ist für das Gewebe sicherlich weniger relevant, jedoch prozessspezifisch wird die Zeitspanne bis zum Impedanzminimum verkürzt (trägt insgesamt zur Verkürzung des Prozesses bei).

Aus Versuchsreihe 2 ist zu entnehmen, dass die Gewebecharakteristik zum Anfang des Prozesses ermittelt werden muss, um anschließend vor allem die Impedanzsteigung nach dem Impedanzknick passend für das Gewebe festzulegen. Für die hier beschriebene erste Entwicklung einer Prozessregelung wird zur Gewebekategorisierung die Startimpedanz herangezogen. Das heißt, mittels der ersten gemessenen Impedanz wird der folgende Prozess für die Regelung eingestellt. Mit der in Versuchsreihe 2 erkannten, wenn auch geringen, Tendenz, dass dickere Gewebe eine höhere Startimpedanz haben, aber anschließend prozentual zur Startimpedanz eine niedrige Umschaltimpedanz sowie Endimpedanz aufweisen, wird für diese erste Prozessregelung folgende Charakteristik konzipiert: Der Prozess startet mit einer fest eingestellten Leistung von 34W und einer Flächenpressung von 0,3N/mm$^2$ (die Flächenpressung bleibt konstant über den ganzen Prozess). Mittels der ersten gemessen Impedanz wird mit einem Faktor, welcher von der Startimpedanz abhängig ist, eine Umschaltimpedanz berechnet. Diese Umschaltimpedanz repräsentiert den Impedanzknick, der in der Versuchsreihe zuvor als charakteristischer Prozesspunkt dient. Der Umschaltpunkt ist bei einer hohen Startimpedanz prozentual niedrig und nimmt mit abnehmender Startimpedanz prozentual zu. Die mathematische Funktion zur Umschaltfaktordefinition ist in Abbildung 68 oben links aufgetragen; sie weist einen linearen Charakter auf. Im Prozess ist der Umschaltpunkt das Ereignis, in dem von der gesteuerten Leistung auf eine Regelung gewechselt wird. Als Führungsgröße der Regelung ist eine SOLL – Impedanzsteigung definiert, welche in einem ähnlichen Zeitregime wie bei den Konstantversuchen die Impedanz linear bis zu einer Endimpedanz führen soll. Beide Prozessgrößen, sowohl die Impedanzsteigung als auch die Endimpedanz, sind abhängig von der gemessenen Startimpedanz. Hierzu ist in Abbildung 68 oben rechts die Zuweisung der

SOLL – Impedanzsteigung abhängig der Startimpedanz als lineare Funktion dargestellt. Daraus kann entnommen werden, dass Gewebe mit einer niedrigen Startimpedanz (dünne Gewebewandstärken) eine hohe SOLL – Impedanzsteigung zugewiesen bekommen. Im Gegensatz dazu sind geringe SOLL – Impedanzsteigungen für dicke Gewebe (hohe Startimpedanzwerte) vorgesehen. Um den Prozess zu beenden, muss ein Abschaltkriterium festgelegt werden. Dazu wird eine startimpedanzabhängige Endimpedanz mittels eines Faktors berechnet. Der startimpedanzabhängige Faktor ist in Abbildung 68 unten links als Graph aufgetragen und beschreibt ein Polynom dritten Grades. Dieser Verlauf ist gewählt worden, da durch diese Charakteristik eine relativ starke Abhängigkeit (steiler Kurvenabfall) im Bereich der geringen Startimpedanzen gepaart mit einer geringen Abhängigkeit im Bereich von hohen Startimpedanzen erzeugt werden kann.

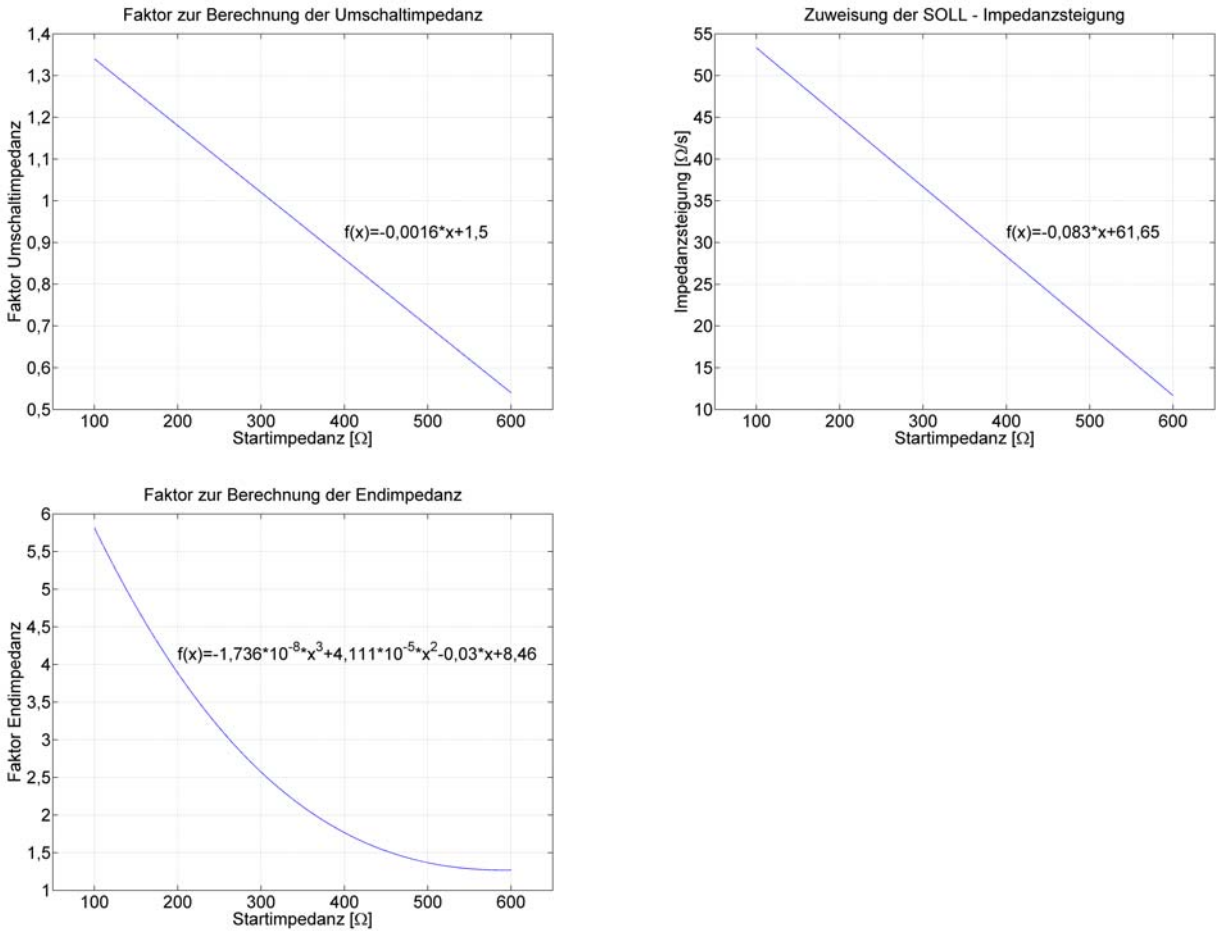


**Abbildung 68:** **oben links: Funktion des Faktors (Abhängig von der Startimpedanz) zur Ermittlung der Umschaltimpedanz**
**oben rechts: Funktion der SOLL – Impedanzsteigung (Abhängig von der Startimpedanz)**
**unten links: Funktion des Faktors (Abhängig von der Startimpedanz) zur Ermittlung der Endimpedanz**

Mit Implementierung dieser startimpedanzabhängigen Regelung sind erste Testversuche durchgeführt worden, um regelungsrelevante Einstellungen empirisch zu extrahieren. Hierzu gehören zum einen die Definition eines Impedanzfilters und zum anderen die Einstellung der Verstärkungsfaktoren für die PID – Regelanteile. Der Impedanzfilter ist notwendig, um die in Echtzeit gemessene Impedanzkurve in ausreichendem Maße zu glätten und so eine Grundlage für eine ruhige, nicht aufschwingende Regelcharakteristik zu geben. Die Berechnung des neuen gefilterten Impedanzwertes erfolgt aus dem alten Impedanzwert $Z_{n-1}$ und dem aktuellen Impedanzwert $Z_n$. Zur Filterstärkenbeschreibung ist ein Gewichtungsfaktor C implementiert (Gl.11). Dieser bestimmt, wie stark der alte Impedanzwert den neuen Impedanzwert beeinflusst (Kurvenglättung).

Impedanz Tiefpassfilter: $$Z_{n+1} = C \cdot Z_{n-1} + (1 - C) \cdot Z_n \qquad \text{Gl.11}$$

- $Z_{n+1}$ → neuer Impedanzwert
- $Z_{n-1}$ → alter Impedanzwert
- $Z_n$ → aktueller Impedanzwert
- C → Faktor zur Definition der Filterstärke

Bezüglich der Dynamikeinstellung ist die Regelung als PID Regler programmiert. Es stehen somit ein proportionaler (P – Anteil), ein integraler (I – Anteil) und ein differentieller (D – Anteil) Anteil zur Verfügung. Zur empirischen Bestimmung der für jeden Regelanteil richtigen Verstärkungsfaktoren wurden Testversuche durchgeführt, um eine schnelle, nicht schwingende Regelung zu generieren. Dieser Teil der Reglungsdefinition ist Vorraussetzung für die Anwendung einer Regelung und wird im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter behandelt bzw. erläutert.

In Abbildung 69 ist zur Erklärung exemplarisch ein Regelprozess dargestellt. Darin ist in Blau der Impedanzrohwertverlauf und in Rot der Impedanzverlauf auf Basis der gefilterten Werte (C=0,9 für Gl.11) aufgetragen. In Grün ist der dazugehörige Verlauf des Leistungspegels des Lasers gezeigt. Der Prozess startet mit einer konstanten Leistung von 34W und weist in diesem exemplarischen Fall eine Startimpedanz von 159Ω auf. Daraus ergibt sich eine Umschaltimpedanz von 198Ω (Faktor 1,245), eine Impedanzsteigung von 48,4Ω/s und eine Endimpedanz von 730Ω (Faktor 4,596). Diese Werte ergeben sich durch die zuvor definierten Abhängigkeiten bezüglich der Startimpedanz (siehe Abbildung 68). Als zusätzliches

Prozessabschaltkriterium, neben der Endimpedanz, ist ein maximaler Energieeintrag von 450J definiert. Dies soll verhindern, dass im Falle des Nichterreichens der Endimpedanz das Gewebe aufgrund von einem hohen Gesamtenergieeintrags karbonisiert. Am Verlauf des Beispielprozesses in Abbildung 69 wird die konstante Leistung von 34W bis zum Umschaltpunkt ($Z_{Umschalt}$) beibehalten und anschließend für die Regelphase der volle Leistungspegelbereich freigegeben ($P_{max}$=59W). Der Prozess versucht somit durch Adaption des Leistungspegels die vorgegebene Impedanzsteigung (abhängig von der Startimpedanz) zu erreichen. Der in dieser Versuchsreihe untersuchte Einfluss der Regelweise bezieht sich auf diese Regelphase. Die Regelung auf absolute Impedanzwerte beschreibt die Regelung des Impedanzverlaufs auf die im Diagramm gezeigte Impedanzsteigung (schwarze Steigungslinie dZ/dt). Dem Prozess wird als SOLL – Wert in jedem Regelungsdurchlauf ein absoluter Impedanzwert (Einheit Ω), der auf der Steigungslinie liegt vorgegeben. Im Falle der anderen Regelweise wird die definierte Impedanzsteigung (Einheit Ω/s) als SOLL – Wert definiert. Der Prozess versucht dadurch lediglich die Impedanzsteigung einzuhalten, welche aber unabhängig von den absoluten Impedanzwerten (schwarze Steigungslinie) ist. Bei möglichen Impedanzeinbrüchen kann dadurch die Regelung auf einer parallelen Steigungslinie weiterregeln. Um eventuelle hohe Pegel gegen Ende des Prozess zu vermeiden, wird dieser auf 80% von $P_{max}$ ($P_{max*0,8}$=47W) begrenzt. Im Falle dieses Beispielversuchs handelt es sich um einen steigungsgeregelten Prozess, der durch den maximalen Energieeintrag von 450J beendet wurde ($Z_{Ende}$ wurde nicht erreicht).

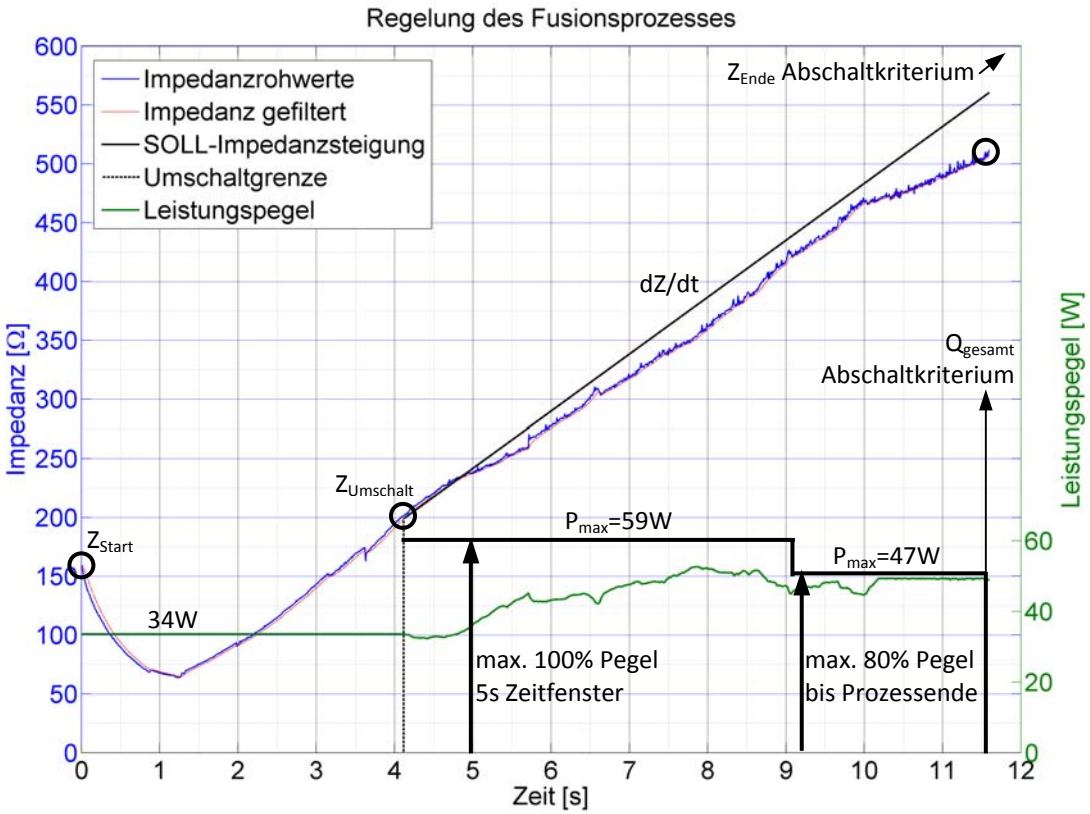


**Abbildung 69:** **Erklärung des geregelten Fusionsprozesses. Anfänglich werden konstante 34W Leistung angelegt. Die Regelung beginnt beim Erreichen der Umschaltimpedanz ($Z_{Umschalt}$), welche abhängig von der Startimpedanz ($Z_{Start}$) ist. Die erste Regelphase im Prozess (5s Zeitdauer) kann den vollen Pegelbereich ausnutzen (100%). Nach dieser Zeit wird eine Pegelbegrenzung von 80% eingestellt, um sehr hohe Pegel nicht zuzulassen. Innerhalb der Regelphase wird zum einen auf absolute SOLL – Impedanzwerte, welche durch die startimpedanzabhängige Impedanzsteigung ermittelt werden, geregelt oder aber auf das Einhalten einer SOLL – Impedanzsteigung (abhängig von der Startimpedanz). Als Prozessabschaltkriterium stehen sowohl das Erreichen einer startimpedanzabhängigen Endimpedanz ($Z_{Ende}$) als auch das Erreichen eines maximalen Energieeintrags ($Q_{gesamt}$) zu Verfügung. Geregelt wird ausschließlich auf die gefilterten Impedanzwerte (rote Kurve).**

Zur Auswertung dieser Versuchsreihe wird zunächst eine objektive Betrachtung der durch die unterschiedliche Regelweise erzeugten Impedanzverläufe angestellt. Diesbezüglich sind nachfolgend in Abbildung 70 repräsentative Impedanzverläufe, für die jeweils zwanzig durchgeführten Versuche, gezeigt. Die zwei oberen Diagramme zeigen jeweils einen Versuch mit der Regelung auf absolute Impedanzwerte, wohingegen die zwei unteren Diagramme die Regelung auf die Impedanzsteigung darstellen. Zunächst kann bezüglich der Reglerschnelligkeit aus den beiden linken Diagrammen festgestellt werden, dass der Regler auf den dort vorhandenen unruhigen Impedanzverlauf ausreichend schnell reagiert.

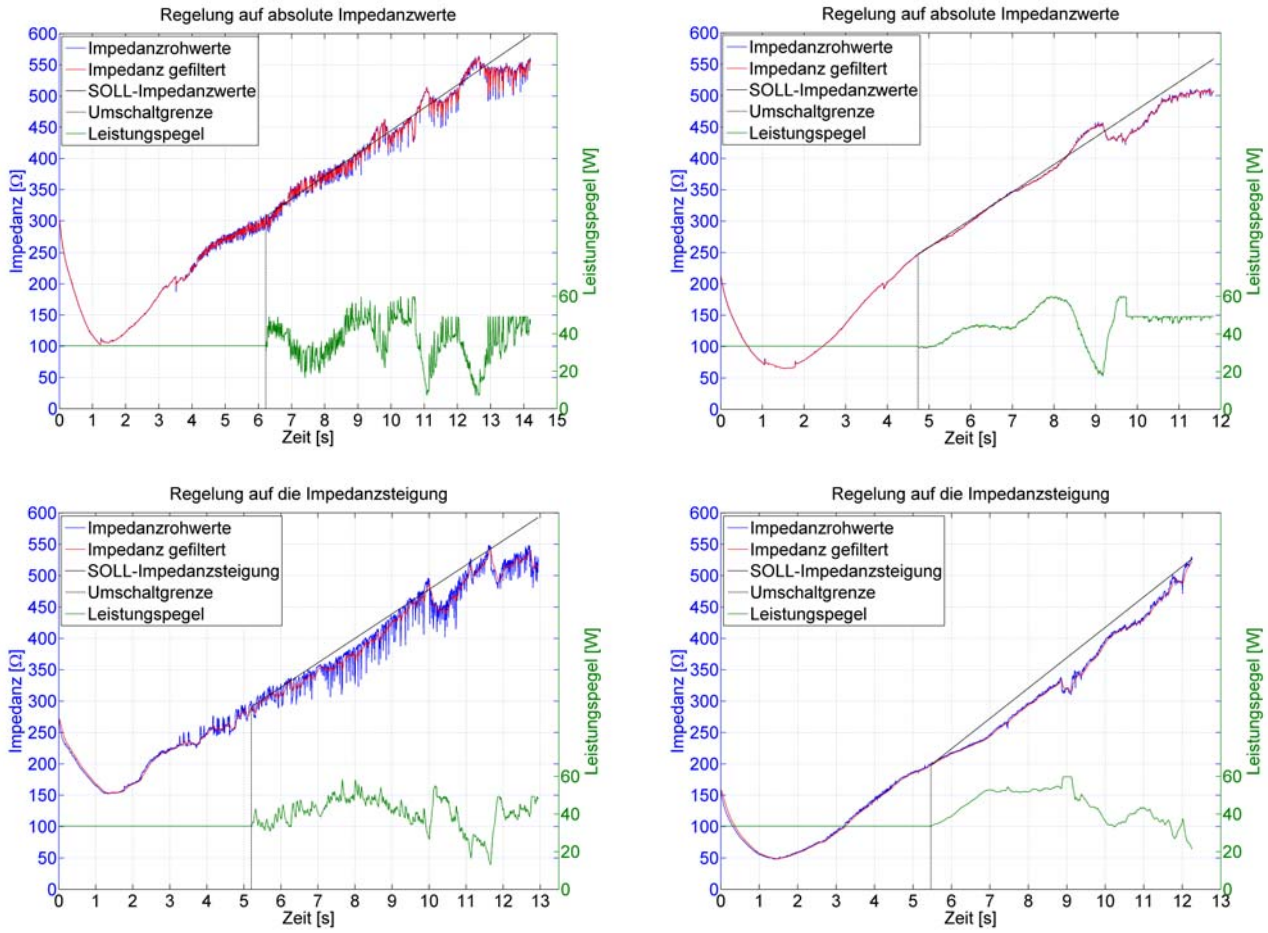


**Abbildung 70:** **Darstellung der Impedanzregelung auf zwei verschiedene Weisen. Aufgetragen sind die Impedanzrohwerte (blau), die gefilterten Impedanzwerte (rot), der Leistungspegel (grün), die Umschaltgrenze von Steuerung auf Regelung (schwarz gestrichelt) und die jeweilige SOLL – Impedanzvorgabe für die Regelung (schwarz).**
oben: Darstellung zweier Regelprozesse, in denen die Impedanz jeweils auf absolute SOLL – Impedanzwerte geregelt wird.
unten: Darstellung zweier Regelprozesse, in denen die Impedanz jeweils auf eine SOLL – Impedanzsteigung geregelt wird.

Die Charakteristik beider Regelvarianten zeigt sich im Vergleich der Diagramme dadurch, dass für die Regelung auf absolute Impedanzen die Impedanzkurve nahezu auf der SOLL – Steigungslinie liegt bzw. darauf geregelt wird. Für die Steigungsregelung der Impedanz ist jedoch zu erkennen, dass der Impedanzverlauf nach einer Regelabweichung anschließend parallel zur SOLL – Steigungslinie verläuft (siehe beispielsweise Abbildung 70 unten rechts). Der Prozess erreicht in diesem Fall die SOLL – Impedanzsteigung und muss nicht durch einen höheren Leistungspegel die Abweichung zum absoluten Impedanzwert ausgleichen. Die Steigungsregelung erzeugt im Vergleich deutlich geringere Pegelschwankungen zum Erreichen des SOLL – Wertes. Im Gegensatz dazu muss die Regelung auf absolute Impedanzwerte Regelabweichungen mit einem vergleichsweise hohen Pegel bzw. mit einer

hohen Pegeländerung ausgleichen. Dies führt meistens zum Überschwingen der Impedanz, was wiederum ein drastisches Reduzieren des Leistungspegels zur Folge hat. Durch diese Charakteristik neigt diese Regelung zum Aufschwingen und dadurch zu einem nicht stetigen Energieeintrag in das Gewebe. Zusätzlich zeigt sich für den Versuch oben rechts, dass gegen Ende des Prozesses der Leistungspegel an der Pegelbegrenzung agiert und selbst mit dieser hohen Leistung die Impedanz nicht auf die SOLL – Impedanz regeln kann. Dazu wären in diesem Fall höhere Leistungen notwendig, welche wiederum wahrscheinlich eine Karbonisierung des Gewebes zur Folge hätten.

Die Gewebewirkung der einzelnen Prozessregelweisen wird mittels der Schälfestigkeit bewertet. In Abbildung 71 rechts und links sind die Mittelwerte (als Raute markiert) und Standardabweichungen (n=20) für die drei unterschiedlichen Prozessregelweisen aufgetragen, wobei sich die 20 Versuche (für jede Rubrik) aus jeweils 5 Wiederholversuchen für vier verschiedene Dickdarmgewebe zusammensetzen. Zusätzlich sind jeweils alle Schälfestigkeiten der einzelnen Versuche als Kreuz in der jeweiligen Rubrik eingezeichnet. Die erste Rubrik zeigt die Schälfestigkeitsauswertungen der steigungsbasierten Impedanzregelung (Codierung „S“ innerhalb der Rubrikbenennung). Rubrik 2 repräsentieren die Schälfestigkeit unter Anwendung der Regelung auf absolute Impedanzwerte (Codierung „A“ innerhalb der Rubrikbenennung). Zum Vergleich ist zusätzlich der Prozess mit konstanter Leistung (Codierung „K“ innerhalb der Rubrikbenennung) von 34W über 13,3s (452J) durchgeführt worden. Zunächst ist im Vergleich der Schälfestigkeitsmittelwerte zwischen den drei Prozessarten (S, A und K) der höchste Mittelwert von 0,109±0,041N/mm beim steigungsbasierten Regelprozess zu sehen. Der Mittelwert von 0,085±0,039N/mm für die Regelung auf absolute Impedanzwerte zeigt eindeutig eine geringere mittlere Festigkeit, wobei die Standardabweichungen beider Rubriken stark ineinander laufen und somit der Unterschied keine Signifikanz aufweist. Für die Prozesssteuerung mit der konstanten Leistung ergibt sich ein Mittelwert von 0,102±0,045N/mm. Innerhalb dieser Rubrik ist jedoch ein Versuch (rot umkreist) mit einer sehr hohen Schälfestigkeit (0,25N/mm), welche nicht in den Schälfestigkeitsbereich der übrigen Werte passt und damit möglicherweise nicht vertrauenswürdig ist. Beim Nichteinbeziehen dieses Versuchs ergibt sich ein niedrigerer Mittelwert von 0,095±0,03N/mm für den Prozess mit konstanter Leistung. Der impedanzsteigungsbasierte Regelprozess zeigt somit die höchste Schälfestigkeit.

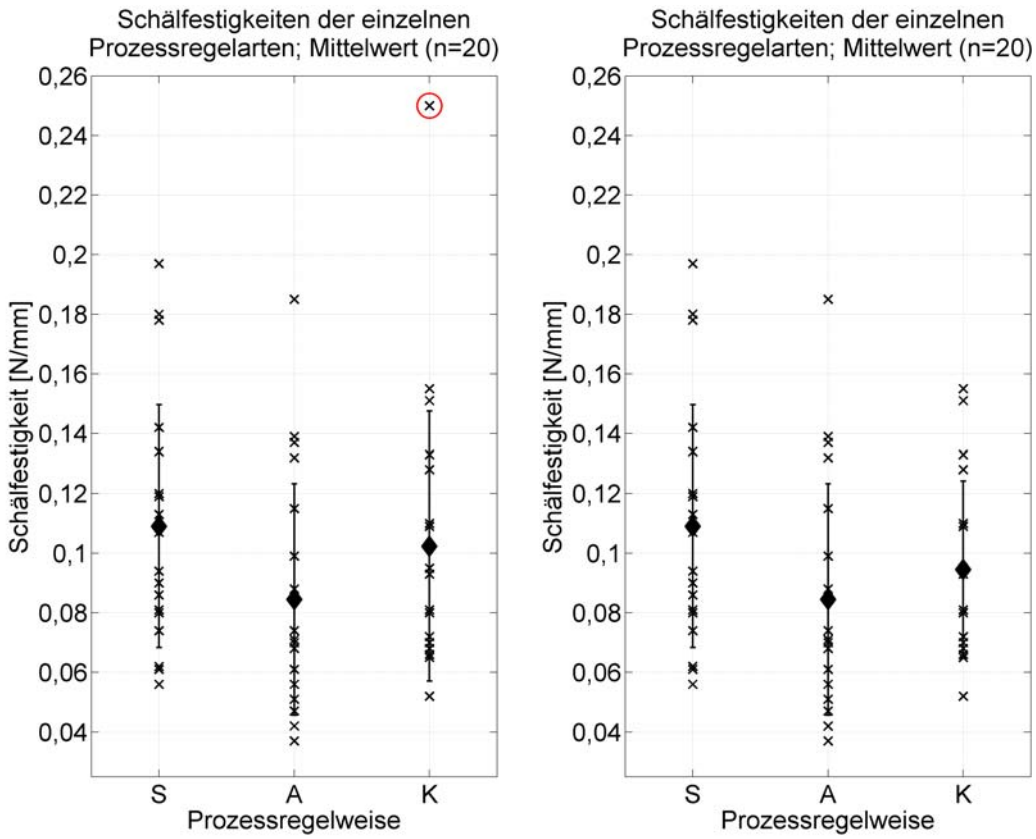


**Abbildung 71:** **Auswertung der Schälfestigkeit bezüglich der drei verschiedenen Prozessregelweisen. Der Mittelwert (n=20) ist als Raute und die einzelnen dazugehörigen Versuche sind als Kreuz markiert. Die Rubriken sind wie folgt codiert: Steigungsregelung (S), Absolutregelung (A), konstante Leistung 30W/13,3s (K).**
links: Einbeziehen aller 60 Versuche zur Berechnung des jeweiligen Mittelwertes (n=20). In der Rubrik der konstanten Leistung ist ein Versuch mit einer außergewöhnlich hohen Schälfestigkeit von 0,25N/mm (rot umkreist).
rechts: Berechnung des Mittelwertes der Rubrik mit der konstanten Leistung ohne den rot umkreisten Wert (siehe Diagramm links).

Neben dieser Bewertung der Regelweise auf die Impedanz bietet diese Versuchsreihe Ansätze für zusätzliche Auswertungen bezüglich der gesamten Prozessregelgestaltung. Die vorher definierte Gestaltung des Prozesses basiert auf der jeweiligen Startimpedanz des Gewebes. Innerhalb dieser Versuchsreihe zeigt sich jedoch für beide Regelarten (Regelung auf die Impedanzsteigung und die Regelung auf absolute Impedanzwerte), dass die Klassifizierung der Gewebe mittels der Startimpedanz nicht eindeutig ist. Die hier verwendeten Dickdarmgewebe (Probenmaterial von vier verschiedenen Schweinen) liegen alle innerhalb der Wandstärkenklasse „dick“, zeigen jedoch Startimpedanzwerte, welche sich über den gesamten bisher bekannten Bereich verteilen (siehe Abbildung 72 links). Laut der in dieser Versuchsreihe vorgenommenen Gewebeklassifizierung müsste die Startimpedanz für „dickes“ Gewebe im Bereich von ca. 300Ω bis 450Ω liegen. Es zeigen sich jedoch

eindeutig Startimpedanzen, die wesentlich geringer sind (bis zu 131Ω) und eigentlich für „mittlere“ bzw. „dünne“ Gewebe typisch wären. Dies führt dazu, dass für Proben mit einer geringen Startimpedanz sehr hohe Umschaltimpedanzen und auch Endimpedanzen berechnet werden, obwohl diese für das „dicke“ Gewebe nicht passend sind (aufgrund des „natürlichen“ Impedanzverlaufes). So kommt es beim Gewebe von Tier 2 (T2) und Tier 3 (T3) aber vor allem beim Gewebe von Tier 4 (T4) zu dem Nichterreichen der Umschaltimpedanz (vermerkt in dem mittleren und im rechten Diagramm). Dies führt dazu, dass diese Prozesse mit einer konstanten Leistung von 34W bestrahlt wurden, bis der Gesamtenergieeintrag 450J beträgt (eigentlich ein Konstantversuch). Diese Auswertung der Umschaltimpedanz ist in Abbildung 72 (Mitte) dargestellt. Darin sind die prozentualen Abweichungen zwischen der IST – Umschaltimpedanz und der SOLL – Umschaltimpedanz für jeden Versuch aufgetragen. Insgesamt bewegen sich die Abweichungen zwischen 0% und 3,5%, was zeigt, dass der Umschaltpunkt erreicht wurde. Mit der Zuordnung der prozentualen Regelzeit der Versuche (siehe Diagramm rechts) ist zu erkennen, dass sich die Regelphase auch innerhalb einer Rubrik bzw. innerhalb des Dickdarms eines Tieres unterschiedlich lange ausprägt. So zeigt sich vor allem beim Tier 2 (T2), dass fünf Fusionen eine normal lange Regelphase von 50% bis 70% aufweisen, bei vier Fusionen aber eine geringere Regelungsdauer auftritt. Dies sind Prozesse, bei denen der Umschaltpunkt sehr spät erreicht und kurz nach dem Regelungsstart durch das Abschaltkriterium des maximalen Energieeintrags der Prozess beendet wurde. Dieses Verhalten ist bei den Proben von Tier 4 (T4) sehr ausgeprägt. Insgesamt haben 7 Versuche nicht die Regelungsphase erreicht und die übrigen drei Prozesse weisen lediglich einen prozentualen Regelungsanteil von 7% – 20% auf.

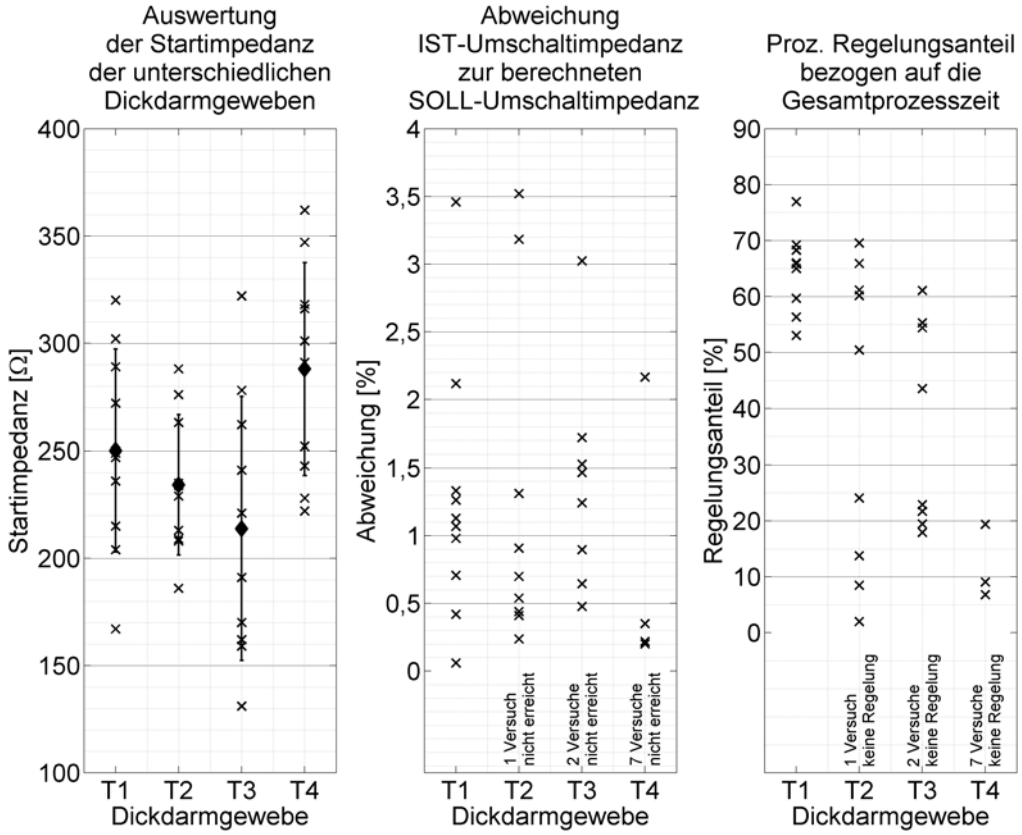


**Abbildung 72: Auswertung der startimpedanzbasierten Regelgestaltung des Prozesses. Die Rubriken auf der X-Achse repräsentieren die Gewebe der vier verschiedenen Schweine (Bsp.:T1=Tier 1).**
links: Startimpedanzen sortiert nach den Dickdarmgewebeproben der verschiedenen Tiere. Der Mittelwert berechnet sich aus n=10 (als Raute markiert). Jeder einzelnen Wert ist als Kreuz dargestellt.
mitte: Prozentuale Abweichung zwischen der IST – Umschaltimpedanz und der errechneten SOLL – Umschaltimpedanz für jeden Versuch (n=10). Bei den Gewebeproben von Tier 3 erreichten 2 Versuche nicht die berechnete SOLL – Umschaltimpedanz. In der Geweberubrik Tier 4 erreichten 6 Versuche nicht die berechnete SOLL – Umschaltimpedanz.
rechts: Prozentualer Regelungsanteil zur Prozessgesamtzeit. Die Versuche, bei denen sich keine Regelung eingestellt hat, sind in der jeweiligen Rubrik vermerkt.

Zum Beenden des Prozesses sind zwei Kriterien definiert. Zum Einen wird jeweils eine Endimpedanz abhängig von der Startimpedanz berechnet und zum Anderen ist ein maximaler Gesamtenergieeintrag von 450J für alle Versuche gültig. Beim Erreichen eines der Kriterien wird der Prozess beendet. In diese Versuchsreihe sind alle durchgeführten Versuche durch den maximal zulässigen Gesamtenergieeintrag von 450J beendet worden. Kein Versuch ereichte die berechnete Endimpedanz, sondern lediglich die in der Tabelle 10 aufgelisteten prozentualen Verhältnisse.

**Tabelle 10: Auflistung der Mittelwerte (n=10) des prozentualen Verhältnisses von der IST – Endimpedanz zur berechneten SOLL – Endimpedanz**

| | Tier1 (n=10) | Tier2 (n=10) | Tier3 (n=10) | Tier4 (n=10) |
|---|---|---|---|---|
| **IST-Endimpedanz/SOLL-Endimpedanz [%]** | 64,5±7,7 | 49,3±14,4 | 51,6±16,9 | 32,6±8,9 |

**Thermografische Prozessbetrachtung**

Zu dieser ersten Prozessregelungsuntersuchung sind ebenfalls Fusionen mittels der Thermokamera thermografisch beobachtet worden. Ziel war es, den lasergestützten Regelprozess bezüglich der auftretenden Temperaturen bewerten zu können. Dafür ist, wie in Kapitel 3.1.1 beschrieben, eine Thermokamera im Laboraufbau integriert. Die Bildebene der Thermokamera liegt auf den vorderen Planflächen der Glaselektroden und damit ca. 1,5mm vom Bestrahlungsspot axial verschoben (bezogen auf die optische Achse der Thermokamera). Insgesamt ist die Durchführung zur Thermografie analog zur Thermografie des HF – Prozesses in Kapitel 2.2.3. Abbildung 73 zeigt ein Thermografiebild des lasergestützten Gewebefusionsprozesses unter der Regelung auf absolute Impedanzwerte (Prozesszeitpunkt innerhalb der Wasserverdampfungsphase). Anhand dieses exemplarischen Bildes soll die Position des ROI (region of interest) und des Gewebes veranschaulicht werden. Die zwei inneren Kanten der Glaselektroden sind als gestrichelte Linie im Bild markiert. Die äußeren Elektrodenkanten können aufgrund der begrenzten Bildausschnittgröße (7mm x 7mm) nicht abgebildet werden (die Gesamthöhe beider Glaselektroden beträgt 8,2mm). Wie auch schon bei den Thermografien des HF – Gewebefusionsprozesses wird die mittlere Temperatur des ROI ausgewertet. Dieses wird mittig platziert, sodass ausschließlich der Bildbereich in die Auswertung einbezogen wird, in dem das Gewebe liegt. Für jedes Sequenzbild werden anschließend alle Pixel des ROI gemittelt. Mit dem Auftragen der Mittelwerte in chronologische Reihenfolge erhält man einen gemittelten zeitlichen Temperaturverlauf am Ort des ROI.

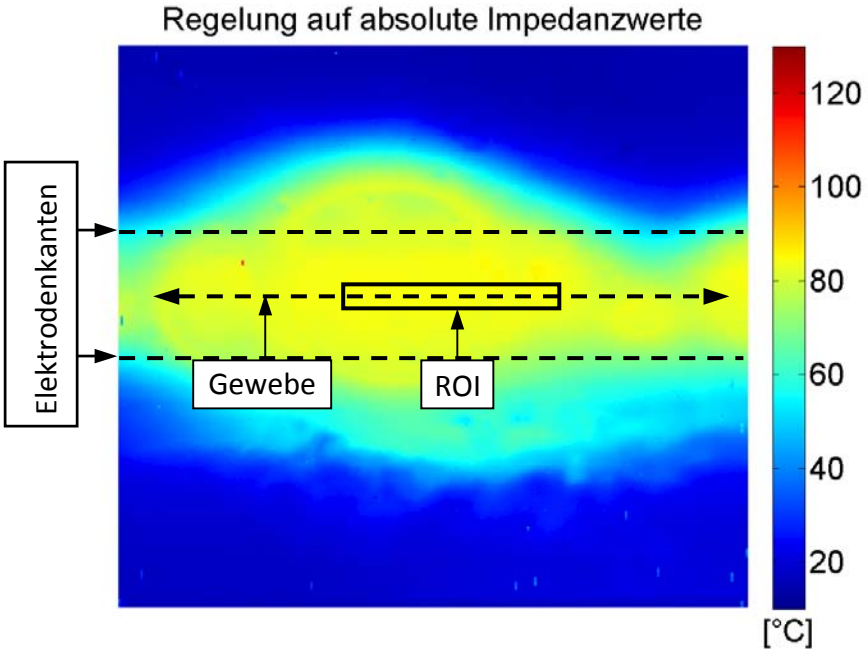


**Abbildung 73:** **Erklärung zur Thermografiedarstellung und –auswertung. Dargestellt ist ein Thermografiebild, welches einen Prozesszeitpunkt innerhalb der Wasserverdampfungsphase wiederspiegelt. Zu erkennen sind die zwei Planflächen der Glaselektroden (blauer, kalter Bereich außen), das Gewebe zwischen den Elektroden (schematisch markiert als gestrichelter Doppelpfeil und schon deutlich erwärmt) sowie das schematisch gezeichnete ROI zur Temperaturmittelwertbildung. Als gestrichelte Linien sind die inneren Elektrodenkanten markiert.**

Insgesamt besteht diese Reihe aus acht Versuchen. Jeweils vier mit einer Regelung auf absolute Impedanzwerte sowie vier mit einer Regelung auf die Impedanzsteigung. In Abbildung 74 sind jeweils zwei exemplarische Versuche für jede Regelcharakteristik dargestellt. Die oberen beiden Diagramme zeigen den Prozess mit Regelung auf absolute Impedanzwerte, die beiden unteren Diagramme den Prozess mit Regelung auf die Impedanzsteigung. Innerhalb der Diagramme ist der Temperaturverlauf in Grün, der Impedanzverlauf in Blau und der Leistungspegelverlauf in Rot aufgetragen. Der Leistungspegelverlauf ist auf keine der beiden Y – Achsen bezogen, sondern zeigt lediglich die Pegeldynamik (das konstante Pegelniveau am Prozessanfang beträgt 34W. Darauf sind alle weiteren Pegeländerungen linear skalierbar). Als schwarze Linie ist in den Diagrammen die berechnete SOLL – Impedanzsteigung eingezeichnet. Der Umschaltzeitpunkt von konstanter Leistung auf die Regelungsphase wird mittels einer schwarzen gestrichelten Linie gekennzeichnet. Bei allen vier Versuchen, unabhängig vom Regelungsstart, steigt die Temperatur zunächst sehr langsam an. Sobald das Impedanzminimum erreicht wird und anschließend die Impedanz wieder steigt, steigt ebenfalls die Temperatur schlagartig bis auf

ca. 85°C bis 95°C an. Im Prozess ist dieser Zeitpunkt deutlich durch den Verdampfungsstart von Wasser gekennzeichnet. Sichtbar wird dies sowohl in den Thermografiebildern, welche deutlich Dampfblasen zeigen als auch in den unruhigen Temperaturverläufen ab diesem Zeitpunkt. Im weiteren Prozess wird meist dieses Temperaturniveau gehalten, was ein stetiges Verdampfen von Wasser bewirkt. In den hier gezeigten exemplarischen Temperaturverläufen werden auch regelungsbedingte Verlaufsmerkmale sichtbar. So wird beispielsweise durch das Einhalten der SOLL – Impedanzsteigung in beiden Regelungsarten der Laserleistungspegel zum Teil komplett auf 0W geregelt, was jeweils zu einem Temperaturabfall führt (vgl. Versuch oben rechts und Versuch unten links). Diese Temperaturabfälle sind so groß, dass die Wasserverdampfung unterbrochen wird.

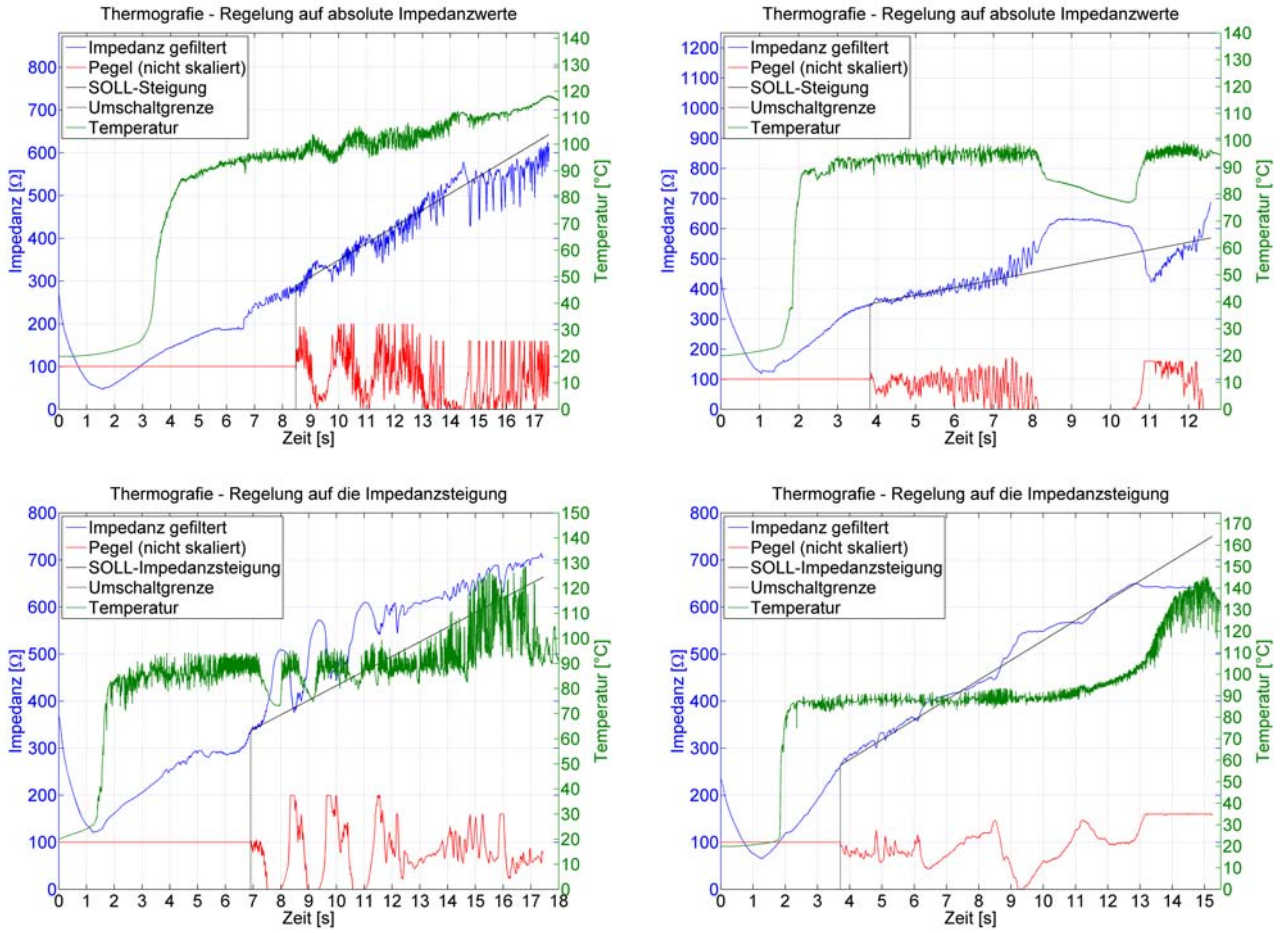


**Abbildung 74: Darstellung des Temperaturverlaufs (grün) mit dem dazugehörigen Impedanzverlauf (blau) und Leistungspegelverlauf (rot) für vier exemplarische Versuche.**
oben: Darstellung zweier Versuche mit der Regelung auf absolute Impedanzwerte
unten: Darstellung zweier Versuche mit der Regelung auf die Impedanzsteigung

Des Weiteren kann im Bild unten rechts von Abbildung 74 ein massiver Temperaturanstieg (bis zu 140°C) gegen Ende des Prozesses festgestellt werden, welcher durch einen hohen Leistungspegel erzeugt wird. Dieser hohe Leistungspegel wiederum ist bedingt durch die Impedanz, welche konstant auf einem Niveau bleibt und nicht auf die erhöhte Bestrahlungsleistung reagiert. Es bildet sich ein sog. Impedanzplateau aus. In der nachfolgenden Tabelle 11 ist die Auswertung aller acht Thermografieversuche zusammengefasst. Bestimmt wird die Temperatur zum Zeitpunkt des Wasserverdampfungsstarts, die Temperatur zum Prozessende und die Anzahl der Temperatureinbrüche.

**Tabelle 11: Auswertung der acht Thermografieversuche bezüglich der Temperatur zum Zeitpunkt des Wasserverdampfungsstarts sowie zum Zeitpunkt des Prozessendes. Zusätzlich ist jeweils die Anzahl der regelungsbedingten Temperatureinbrüche dokumentiert.**

| | Vers. Nr. | $T(t_{Wasserverdampfungsstart})$ [°C] | $T(t_{Prozessende})$ [°C] | Anzahl der Temperatureinbrüche |
|---|---|---|---|---|
| Regelung auf absolute Impedanzwerte | 1 | 86 | 118 | 0 |
| | 2 | 95 | 115 | 0 |
| | 3 | 90 | 96 | 1 |
| | 4 | 90 | 90 | 2 |
| Regelung auf die Impedanzsteigung | 1 | 85 | 100 | 3 |
| | 2 | 88 | 140 | 0 |
| | 3 | 87 | 112 | 0 |
| | 4 | 86 | 94 | 0 |

### Interpretation der Ergebnisse

Diese Versuchsreihe beschreibt die erste Version eines geregelten lasergestützten Gewebefusionsprozesses, wobei die Regelungscharakteristik abhängig von der Startimpedanz definiert ist. Dies bedeutet, dass nach der anfänglichen Prozessphase mit einer konstanten Leistung auf einen geregelten Prozess (Zeitpunkt ist abhängig von der Startimpedanz) umgeschaltet wird. Aus dem Vergleich der Prozessverläufe (Impedanzverlauf und Leistungspegelverlauf) kann entnommen werden, dass die Variante der Regelung auf die Impedanzsteigung Fusionsprozesse mit einem ruhigeren Leistungspegel erzeugt. Im Gegensatz dazu neigt der Prozess mit der Regelung auf absolute Impedanzwerte zum Aufschwingen. Im Falle der Regelung auf die Impedanzsteigung zeigt sich die relative Unabhängigkeit bezüglich der Impedanzeinbrüche als Vorteil. Die Regelung versucht in

diesen Fällen lediglich wieder die SOLL – Steigung zu erreichen und nicht durch hohe Leistungspegel auf die vorgegeben Impedanzsteigungslinie zu regeln. Die steigungsbasierte Regelung zeigt sich somit durch die Verwendung von mittleren Leistungspegeln als gewebeschonender. Dieser Eindruck bestätigt sich durch die Auswertung der Schälfestigkeiten. Der höchste Mittelwert (0,109±0,041N/mm) wird mit der Regelung auf die Impedanzsteigung erreicht. Die mittlere Schälfestigkeit der anderen Regelweise sowie die der Versuche mit konstanter Leistung sind geringer, jedoch überschneiden sich die Standardabweichungen sehr stark.

Durch die Auswertung der Regelcharakteristikgüte ist festgestellt worden, dass die Regelungsdefinition abhängig von der Startimpedanz nicht anwendbar ist. Die Startimpedanzen dieser Versuchsreihe verteilen sich nahezu über den gesamten vorher festgelegten Impedanzbereich, obwohl alle Dickdarmgewebe der Größenklasse „dick“ zugeordnet wurden. Dies zeigt, dass die Gewebediskriminierung nur durch Bewertung der Startimpedanz nicht eindeutig ist und dies essentiellen Einfluss auf den folgenden Prozess hat. So haben beispielsweise insgesamt 10 Versuche nicht die Regelungsphase erreicht, da die Umschaltimpedanz nicht passend definiert wurde. Zusätzlich zeigte die Auswertung der Prozessabschaltkriterien, dass alle Versuche dieser Versuchsreihe durch den maximalen Gesamtenergieeintrag beendet wurden. Die jeweils berechneten Endimpedanzen als Abschaltkriterium haben in keinem Fall gegriffen (waren immer zu hoch berechnet). Hier gilt es eine funktionierende Gewebecharakterisierung zu definieren, welche zum Anfang des Prozesses herausfindet, welches „Potential“ das Gewebe bezüglich des Impedanzverlaufs im folgenden Prozessverlauf bereitstellt. Ziel muss es sein, den Umschaltpunkt so zu definieren, dass dieser in jedem Versuch zum Zeitpunkt des Impedanzknicks erreicht wird. Zusätzlich muss die SOLL – Impedanzsteigung dem Gewebe besser angepasst sein, damit innerhalb der Regelungsphase diese SOLL – Steigung mit einem mittleren Pegelbereich umgesetzt werden kann (Vermeiden von hohen Pegeln sowie Pegeloszillationen). Als Abschaltkriterium zeigt sich ein variabel gestalteter maximaler Gesamtenergieeintrag als besonders sinnvoll.

Die thermografische Prozessbetrachtung zeigt, dass das Prozesstemperaturgefüge sich ähnlich dem des HF – Prozesses gestaltet. Zum Zeitpunkt des Impedanzminimums bzw. kurz darauf folgend ereignet sich ein drastischer Temperaturanstieg bis zum Verdampfen des Gewebewassers (bis ca. 100°C). Dass sich die gemessene Temperatur lediglich im Bereich von 90°C beweget ist begründet durch den Versatz der Bildebene vom Zentrum des

Bestrahlungsspots. Im Zentrum des Spots, welcher nicht messtechnisch erfasst werden kann, ist die Siedetemperatur definitiv erreicht. Dieses Temperaturniveau wird konstant gehalten, sodass dadurch das Gewebe austrocknet. Die beobachteten Temperaturschwankungen, sowohl zu tieferen als auch zu höheren Temperaturen, sind durch die suboptimale Regelungscharakteristik bedingt. Die Thermografie zeigt klar, dass solche Temperatureinbrüche, bei denen der Verdampfungsprozess unterbrochen wird, sich später durch übermäßige Leistungserhöhungen (die Folge ist eine starke Temperaturerhöhung) negativ auf die Fusionsgüte ausprägen. Es gilt diese durch die entsprechende Definition der Prozessregelung zu vermeiden.

### 3.2.5. Untersuchung einer alternativen Gewebecharakterisierungsmethode

Durch die Ergebnisse der vorhergehenden Versuchsreihe ist deutlich geworden, dass eine Regelungsgestaltung auf Basis der Startimpedanz nicht zu einer eindeutigen Gewebecharakterisierung führt. Dies impliziert eine ungünstige Regelcharakteristik , welche das Gewebe im Prozess falsch behandelt. Es muss also eine verbesserte Charakterisierung des Gewebes bzw. des Prozessverlaufs durch die Auswertung (online) des Impedanzverlaufs angestrebt werden. Der Prozess bietet hierfür innerhalb der ersten Phase mit Applizierung einer konstanten Leistung Möglichkeiten der Gewebecharakterisierung bzw. der Impedanzverlaufsunterscheidung. Diesbezüglich stehen zwei charakteristische Impedanzverlaufsmerkmale zur Verfügung, welche in Abbildung 75 an drei exemplarischen Impedanzverläufen eingezeichnet sind. Zum Einen ist dies das Impedanzminimum ($Z_{min}$, als schwarzer Stern im Impedanzverlauf markiert) und zum Anderen die auf das Impedanzminimum folgende Impedanzsteigung (dZ/dt, als schwarze Linie und schwarze Kreuze im Impedanzverlauf markiert). Aus dem Zeitpunkt des Impedanzminimums ($t(Z_{min})$) und der konstanten Leistung von 34W in dieser Prozessphase, kann der bis dahin geleistete Energieeintrag berechnet werden ($Q_{Zmin}$). Zur Messung der Impedanzsteigung nach dem Impedanzminimum werden fünf 100ms Abschnitte, die direkt aufeinander folgen, ausgewertet. Der erste Messabschnitt beginnt 1s nach dem Impedanzminimum, was dazu führt, dass die Messphase 1,5s nach dem Impedanzminimum beendet ist (siehe Detaildarstellung in Abbildung 75 rechts). Aus den daraus gewonnenen fünf Steigungswerten wird der Median gebildet. Der Median verhindert (im Gegensatz zum Mittelwert) eine Beeinflussung der Steigungsbewertung durch eventuelle einzelne Impedanzeinbrüche.

Abbildung 75 zeigt exemplarisch drei unterschiedliche Impedanzverläufe, welche durch die unterschiedlichen Gewebeeigenschaften erzeugt werden. Der grün dargestellte Impedanzverlauf zeigt ein frühes Impedanzminimum, welches dementsprechend durch einen geringen Energieeintrag erreicht wird. Darauf folgt ein sehr steiler Impedanzanstieg, welcher das Impedanzverlaufpotential dieses Gewebes wiederspiegelt. Der rot dargestellte Impedanzverlauf zeigt ebenfalls ein frühes Minimum, weist aber einen sehr flachen Impedanzanstieg auf. Dementsprechend ist das Impedanzsteigungsvermögen bezüglich des weiteren Verlaufs geringer, worauf die SOLL – Steigung für die Regelungsphase angepasst werden muss. Eine mittelsteile Impedanzsteigung erzeugt das Gewebe mit dem Blau dargestellten Impedanzverlauf. Das Impedanzminimum wird zu einem späteren Zeitpunkt erreicht, wodurch somit mehr Energie bis zu diesem Zeitpunkt appliziert wurde.

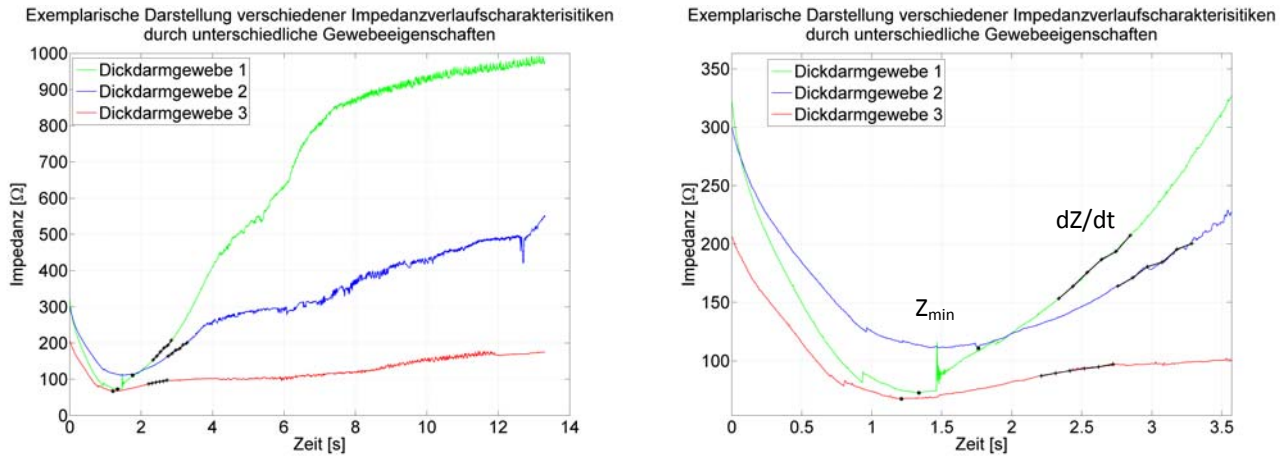


**Abbildung 75:** **Darstellung drei exemplarischer Impedanzverlaufscharakteristiken. Die Verläufe sind beeinflusst durch unterschiedliche Gewebeeigenschaften. Die Charakterisierung des Gewebes erfolgt durch die Detektion des Impedanzminimums (Markierung als schwarzer Stern) und dem daraus folgenden Energieeintrag bis zu diesem Zeitpunkt und durch das Messen der Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+2s}$(als schwarze Linie markiert).**
links: Darstellung der gesamten Impedanzverläufe
rechts: Detaildarstellung der Impedanzverläufe

Um das Potential dieser möglichen Gewebecharakterisierung bzw. Impedanz – Verlaufscharakterisierung zu untersuchen, werden nachfolgend insgesamt 100 Gewebefusionen an acht Dickdarmgeweben unterschiedlicher Tiere ausgewertet. Dabei sind für Tier 1 bis Tier 4 (T1 – T4) jeweils 15 Fusionen und für Tier 5 bis Tier 8 jeweils 10 Fusionen durchgeführt worden. Das linke Diagramm zeigt die Auswertung des Energieeintrags bis $Z_{min}$. Darin erstrecken sich die Mittelwerte über einen Bereich von ca. 36J bis 58J, wobei sich auch

Mindestwerte von ca.28J (Rubrik T3) und Spitzenwerte von ca. 74J (Rubrik T7) zeigen. Die rechte Abbildung stellt die Auswertung der Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ dar. Hier ergeben sich Mittelwerte zwischen ca. 20Ω/s bis ca. 65Ω/s. Die geringsten Steigungen zeigen sich mit ca. 13Ω/s bei T7, die höchsten Steigung ergeben sich bei T1 mit ca. 98Ω/s.

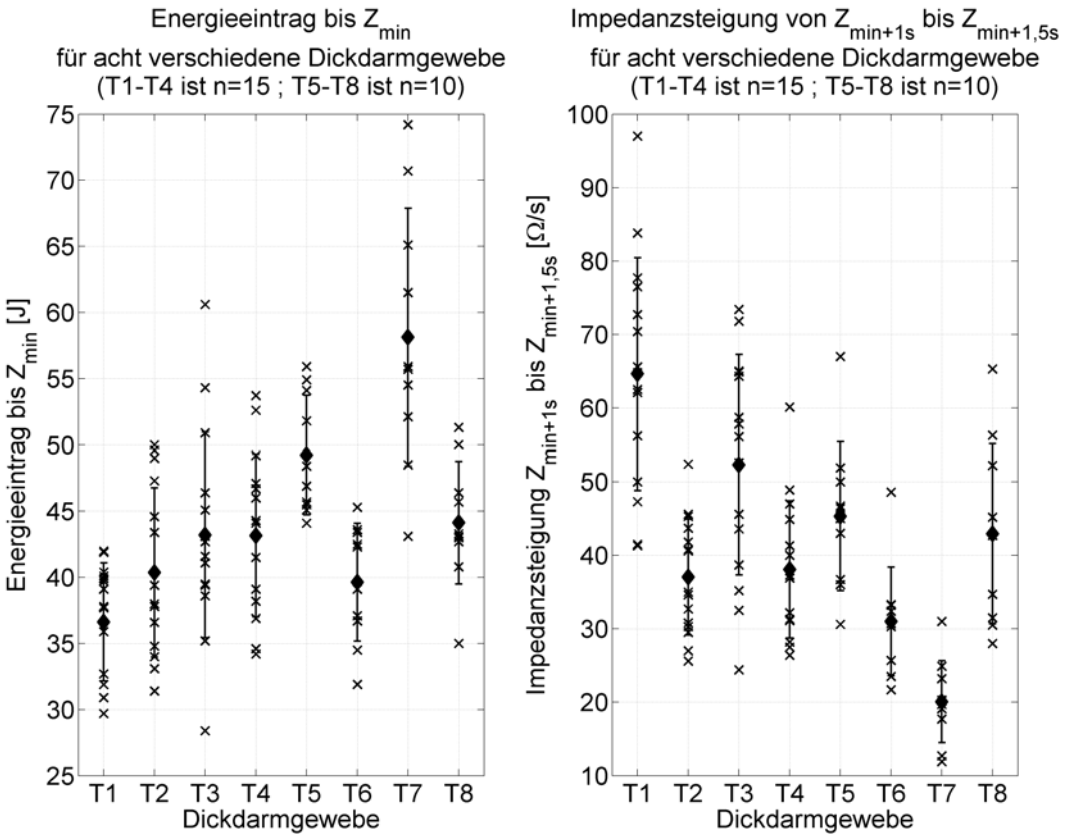


**Abbildung 76: Auswertung der zwei beschriebenen charakteristischen Impedanzverlaufspunkte von bis dato durchgeführten Dickdarmgewebefusionen. Insgesamt stehen für die Auswertung acht Dickdarmgewebe von jeweils verschiedenen Schweinen (T1 bis T8) zur Verfügung. Für T1 – T4 werden n=15 Fusionen und für T5-T8 n=10 Fusionen ausgewertet. Dargestellt sind die Mittelwerte (Raute), die Standardabweichung sowie alle Einzelwerte (Kreuz).**
links: Auswertung des Energieeintrags bis zum Impedanzminimum ($Z_{min}$)
rechts: Auswertung der Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$

### Interpretation der Ergebnisse

Der Vergleich beider Diagramme zeigt den Trend, dass Gewebe mit einem geringen Energieeintrag bis $Z_{min}$ anschließend eine eher große Impedanzsteigung aufweisen und umgekehrt. So weist beispielsweise Rubrik T1 einen niedrigen Energieeintrag jedoch eine hohe Impedanzsteigung auf. Das Gegenbeispiel gibt Rubrik T7 in einem deutlichen Maße. Dabei muss viel Energie appliziert werden, dass das Impedanzminimum erreicht wird. Die

anschließende Impedanzsteigung fällt sehr gering aus. Andere Rubriken zeigen eher einen ausgeglichenen Zusammenhang bei dem beide Messwerte in einem mittleren Bereich liegen (T2, T4 und T8). Dass dieser Zusammenhang im Einzelnen nicht unbedingt eintreffen muss zeigt Rubrik T5. Hier ergibt sich der in dieser Auswertung insgesamt zweit höchste Energieeintrag. Die Impedanzsteigung bewegt sich jedoch im mittleren Bereich. Durch die Detektion bzw. durch das Messen beider Größen im Prozess könnte jedoch die Regelung besser an das Gewebe angepasst werden. Im Falle der Impedanzsteigungsmessung ist dadurch definitiv bekannt, welches Impedanzsteigungsvermögen für die Regelungsphase im Prozess vorliegt. Hier könnte somit eine passende SOLL – Impedanzsteigung definiert werden, welche mit einem mittleren Leistungspegelregime umgesetzt werden könnte. Die Information des Energieeintrags bis zum Impedanzminimum zeigt letztendlich, wie viel Energie jeweils benötigt wird, um das bestrahlte Gewebevolumen (bzw. das Wasservolumen innerhalb des Gewebes) bis auf Verdampfungstemperatur zu erhitzen. Diesen Zusammenhang spiegeln die Daten aus den Temperaturverläufen der Thermografien wider (siehe Kapitel 3.2.4). Des Weiteren könnte ebenso durch die Information der gemessenen Impedanzsteigung zusätzlich ein Rückschluss auf den Wassergehalt des Gewebes gezogen werden. Denn innerhalb dieser Messzeit von 0,5s ergeben sich unterschiedliche Impedanzänderungen, obwohl immer dieselbe Energie von 17J appliziert wird. Explizit müsste das bedeuten, dass bei einem Gewebe mit einem geringen Wassergehalt die Impedanz innerhalb dieser Messphase stärker steigt als bei einem Gewebe mit einem hohen Wassergehalt. Die Begründung liegt in dem unterschiedlich schnellen Verlust an elektrischen Ladungsträgern, welche hauptsächlich durch die Gewebeflüssigkeit gegeben sind. Insgesamt könnte dieser Zusammenhang verwendet werden, um einen maximalen Gesamtenergieeintrag als Prozessabschaltkriterium für jedes Gewebe zu bestimmen. Im nächsten Kapitel wird diese Überlegung weitergeführt sowie präzisiert und der abschließende Regelprozess für lasergestützte Gewebefusionen an Dickdarm dargestellt und erläutert.

### 3.2.6. Optimierung des Regelungsprozesses zur Erzeugung lasergestützter Dickdarmfusionen

Die im Kapitel zuvor untersuchten Messgrößen des Energieeintrags bis zum Impedanzminimum ($Z_{min}$), sowie die Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ($a_{mess}$) bilden die Basis der Gewebecharakterisierung und damit der Konzipierung eines verbesserten Regelungsprozesses. Der Ansatz der Gewebewassermassenbestimmung über die beiden Messgrößen enthält großes Potential, um eine genaue Definition eines Abschaltkriteriums zu liefern. Nachfolgend wird dieser Zusammenhang zur Bestimmung der Gewebewassermassenbestimmung entwickelt und erläutert.

**Bestimmung der Gewebewassermasse**

Die Basis des Ansatzes ist die Detektion des Impedanzminimums während des Prozesses und das Messen der darauffolgenden Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ($a_{mess}$). Durch die Information des Zeitpunktes des Impedanzminimums kann der bis dahin geleistete Energieeintrag berechnet werden. Durch die Thermografieauswertungen ist bekannt, dass das Gewebe zum Zeitpunkt des Impedanzminimums am Siedepunkt angelangt ist und die Wasserverdampfung des Gewebes startet. Daraus zeigt sich, dass der gemessene Energieeintrag $Q_{min}$ dafür verwendet wird, um das Gewebe von Raumtemperatur bzw. Körpertemperatur auf ca. 100°C zu erhitzen. Bei einer Raumtemperatur von 25°C bedeutet dies ein Temperaturanstieg von $\Delta T$=75K. Mit Gl.12 kann dann die Wärmemenge ($Q_{12}$) berechnet werden, um die Temperaturänderung $\Delta T_{12}$ eines Mediums von Zustand 1 zu Zustand 2 zu erzeugen (p=konst.):

Berechnung der Wärmemenge ([8] S.49): $$Q_{12} = c \cdot m \cdot \Delta T_{12}$$ Gl.12

- $Q_{12}$ → Wärmemenge [J]
- $c$ → spezifische Wärmekapazität des Mediums [J/(kg*K)]
- $m$ → Masse des Mediums [kg]
- $\Delta T_{12}$ → Temperaturänderung [K]

Im Falle der Dickdarmgewebeerwärmung sind die geleistete Wärmemenge sowie der Temperaturunterschied bekannt. Das Medium Dickdarmgewebe setzt sich für die thermodynamische Betrachtung aus einem Wasseranteil ($m_W$) und einem trockenen Gewebeanteil ($m_G$) zusammen. Deswegen werden für beide Anteile jeweils die Masse und die spezifische Wärmekapazität mit einbezogen. Diese Art der Aufspaltung bezüglich des Massenanteils sowie der spezifischen Wärmekapazität des gesamten Gewebes in seine Haupteinzelbestandteile wird von Cooper et al. ([14] S.31) beschrieben.

Berechnung der Wärmemenge für Dickdarmgewebe:

$$Q_{\min} = \left(c_G \cdot m_G + c_W \cdot m_W\right) \cdot \Delta T \qquad \text{Gl.13}$$

$Q_{min}$ → Wärmemenge [J] vom Prozessstart bis t($Z_{min}$)

$c_G$ → spezifische Wärmekapazität des trockenen Gewebeanteils [J/(kg*K)]

$m_G$ → Masse des trockenen Gewebeanteils [kg]

$c_W$ → spezifische Wärmekapazität des Wasseranteils im Gewebe [J/(kg*K)]

$m_W$ → Masse des Wasseranteils im Gewebe [kg]

$\Delta T$ → Temperaturänderung vom Prozessstart bis t($Z_{min}$) [K]

Die spezifische Wärmekapazität von Wasser beträgt bei 20°C 4182J/(kg*K) ([8] S.51). Da kein Wert für die spezifische Wärmekapazität von Dickdarmgewebe vorliegt, wird auf eine gemittelte spezifische Wärmekapazität von menschlichem Weichgewebe zurückgegriffen. Dieser Wert beträgt 3900J/(kg*K) ([14] S.28).

Um die Wassermenge zu berechen muss zusätzlich die Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ($a_{mess}$) herangezogen werden. Innerhalb dieser Zeitspanne von 0,5s wird die Impedanzänderung ermittelt, welche durch einen Energieeintrag von 17J erzeugt wird. Der Energieeintrag ist für alle Versuche gleich, da die Leistung konstant auf 34W definiert ist (34W*0,5s). Durch das jeweils vorliegende Gewebe und dessen Eigenschaften fällt die Änderung der Impedanz unterschiedlich aus. Der Impedanzanstieg ist von der elektrischen Leitfähigkeit des Gewebes abhängig. Diese wiederum wird durch das Verhältnis von dem Massenanteil des Wassers zum Massenanteil des trockenen Gewebes beeinflusst, denn für die elektrische Gewebeleitfähigkeit ist hauptsächlich der Wasseranteil verantwortlich. So würde sich eine hohe Impedanzsteigung für ein Gewebe ergeben, welches einen geringeren Wassermassenanteil besitzt und umgekehrt. Da der elektrische Leitwert $\sigma$ reziprok zum

spezifischen elektrischen Widerstand $\rho$ ist ($\sigma=1/\rho$), kann folgender Zusammenhang aufgestellt werden.

Allgemeiner Zusammenhang der Impedanz mit dem spezifischen Widerstand, den geometrischen Verhältnissen sowie den Gewebemassenanteilen:

$$Z = \rho \cdot \frac{l}{A} \cdot \left( \frac{m_G}{m_W} \right) \qquad \text{Gl.14}$$

$Z$ → Impedanz in der Steigungsmessphase [Ω]

$\rho$ → spezifischer elektrischer Widerstand [Ωm]

$l$ → Länge des elektrischen Leiters (Gewebedicke) [m]

$A$ → Querschnittsfläche des Leiters (ITO – Messbereich) [$m^2$]

$m_G$ → Masse des trockenen Gewebeanteils [kg]

$m_W$ → Masse des Wasseranteils im Gewebe [kg]

Der spezifische Widerstand $\rho_{Start}$ des Gewebes in Verbindung mit dem entwickelten Elektrodensystem kann mittels der Startimpedanzen $Z_{Start}$ (der bisher durchgeführten Versuche) bestimmt werden. Hierzu werden die Werte aus Tabelle 19 (siehe Anhang A5) und Abbildung 72 (links) herangezogen. Diese befinden sich in einem Gesamtbereich von ca. 150Ω bis 450Ω für alle Dickdarmgewebe. Die Länge $l$ des elektrischen Leiters ist die Gewebedicke, welche sich im Bereich von ca. 200µm bis 500µm beläuft. Entsprechend dazu spiegelt die Fläche des ITO – Messbereichs auf den Glaselektroden die Querschnittsfläche des elektrischen Leiters wider. Diese beträgt 12,5$mm^2$ bei einem Durchmesser von 4mm. Da bekannt ist, dass die Gewebedicke nicht eindeutig mit den sich einstellenden Startimpedanzen korreliert, wird für die Berechnung des spezifischen Widerstandes $\rho_{Start}$, der gesamte Gewebedickenbereich mit dem gesamten Startimpedanzbereich kombiniert. Die Querschnittsfläche bleibt konstant. Die Berechnung des spezifischen elektrischen Widerstandes $\rho_{Start}$ zum Zeitpunkt des Prozessstarts bei 25°C:

$$\rho_{Start} = Z_{Start} \cdot \frac{A}{l} \qquad \text{Gl.15}$$

Das Ergebnis der spezifischen Widerstandsberechnung zum Prozessstart ist nachfolgend in einem 3D – Diagramm dargestellt. Darin ist der spezifische Widerstand über dem Bereich der Gewebedicke sowie über dem Bereich der Startimpedanz aufgetragen. Das eingezeichnete

Gitter zeigt die Schrittweite der Berechnung für beide Bereiche. Der Mittelwert (11,5Ωm) des spezifischen Widerstandes ist mit einem roten Kreuz markiert.

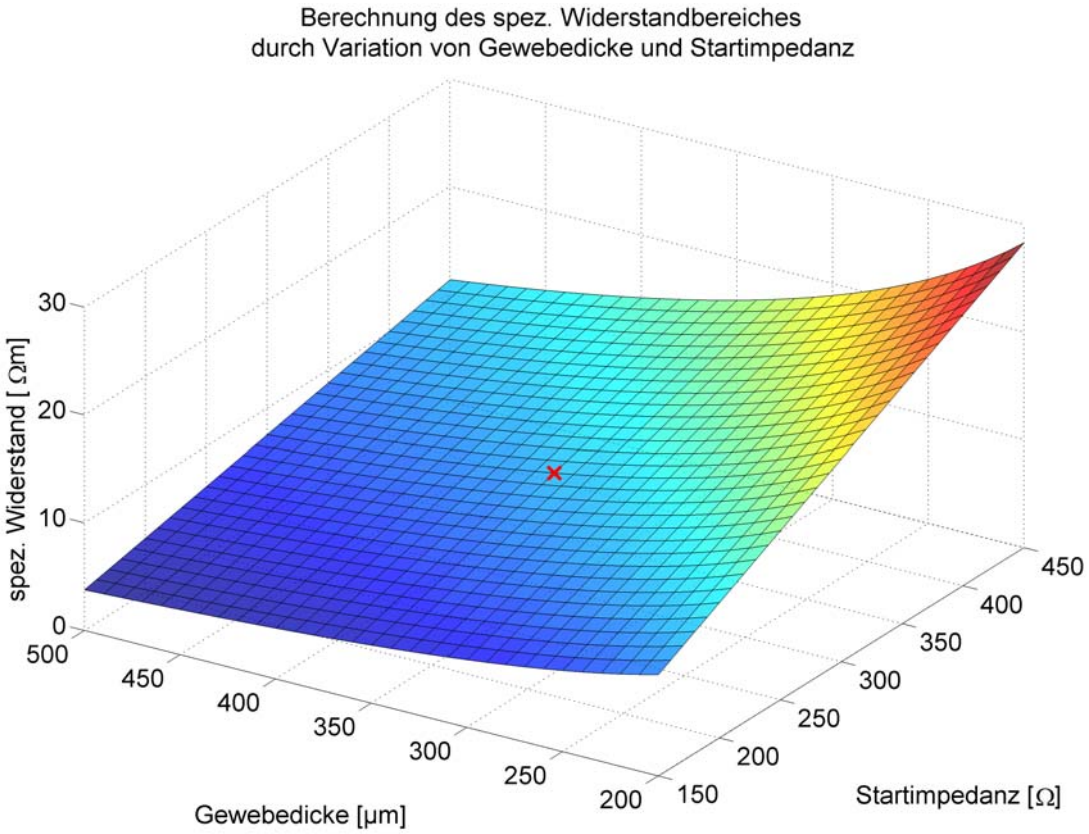


**Abbildung 77: Darstellung des errechneten spezifischen Widerstandsbereichs. Die Berechnung erfolgte durch die Variation von der Gewebedicken und der Startimpedanz innerhalb der genannten Bereichen. Die Fläche des ITO – Messbereichs ist konstant. Der Mittelwert von 11,5Ωm ist mit einem roten Kreuz markiert.**

Die in Gleichung 14 beschriebene Impedanz *Z* der Messphase von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ wird in der Prozessphase gemessen, in der das Gewebe Siedetemperatur (100°C) hat. Folglich muss aufgrund der Temperaturabhängigkeit des spezifischen Widerstandes der gemittelte spezifische Widerstand zum Prozessstart bei 25°C (11,5Ωm) mit einem Temperaturkoeffizienten von –1,6%/K ([14] S.200) für menschliches Weichgewebe skaliert werden. Es ergibt sich also bei höheren Temperaturen ein geringerer spezifischer Widerstand (Heißleiter). Die Temperaturabhängigkeit des spezifischen Widerstandes ist nachfolgend in Abbildung 78 dargestellt. Daraus ist zu entnehmen, dass der spezifische Widerstand bei 100°C 3,5Ωm beträgt.

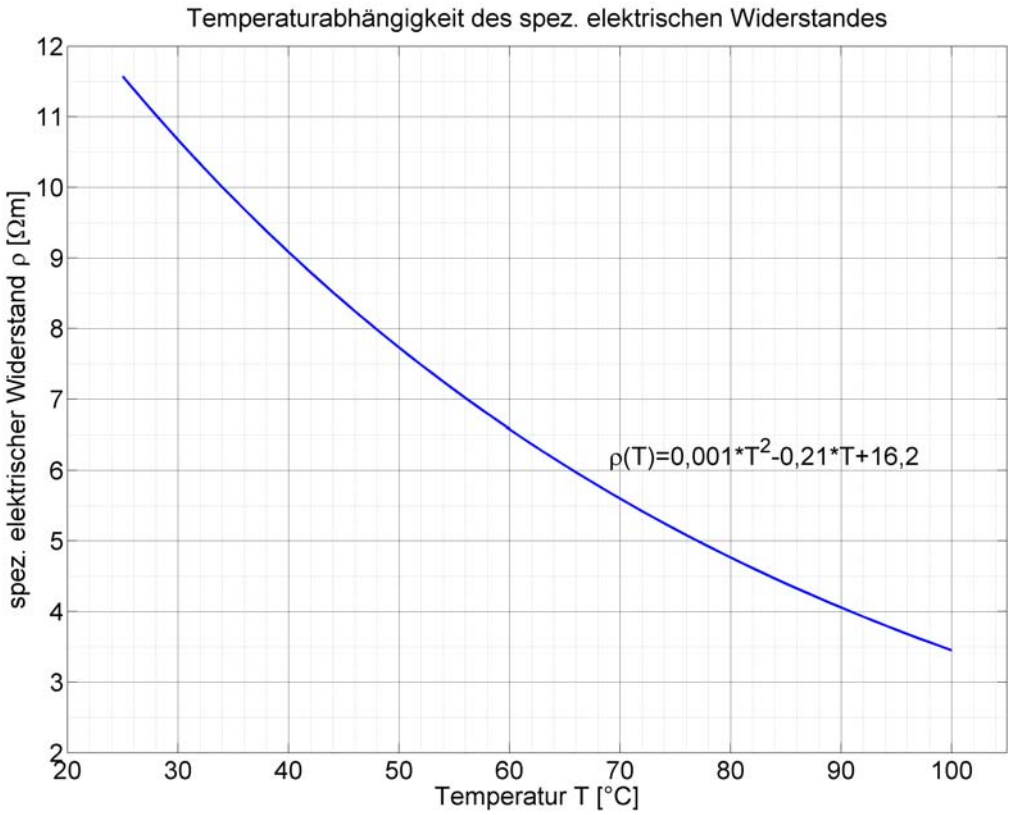


**Abbildung 78: Temperaturabhängigkeit des gemittelten spezifischen Widerstandes (11,5Ωm bei 25°C). Der Temperaturkoeffizient beträgt -1,6%/K ([14] S.200).**

Mit dem spezifischen Widerstand $\rho_{100°C}=3,5\Omega m$, der mittleren Gewebedicke sowie mit der konstanten stromleitenden Querschnittsfläche kann der erste Teil von Gl.14 zu einer Konstante *k* zusammengeführt werden.

$$\rho_{100°C} \cdot \frac{l}{A} = k \qquad \Rightarrow \qquad k = 3,5\Omega m \cdot \frac{0,35 \cdot 10^{-3} m}{12,5 \cdot 10^{-6} m^2} = 98\Omega \qquad \text{Gl.16}$$

$\rho_{100°C}$ → spezifischer elektrischer Widerstand bei 100°C [Ωm]

*l* → Länge des elektrischen Leiters (Gewebedicke) [m]

*A* → Querschnittsfläche des Leiters (ITO – Messbereich) [$m^2$]

*k* → Konstante [Ω]

Die Konstante *k* vereinfacht Gl.14 und führt zum zweiten benötigten Ansatz zur Berechnung der Wassermasse $m_W$.

$$Z = k \cdot \left( \frac{m_G}{m_W} \right) \qquad \text{Gl.17}$$

Ziel ist es, durch die zwei Ansätze (Gl.13 und Gl.17) die Wassermasse des Gewebes zu bestimmen, um anschließend mittels der Verdampfungsenthalpie *H* den benötigten Gesamtenergieeintrag zur Austrocknung des Gewebes zu errechnen (mögliches Abschaltkriterium des Prozesses). Bei Umgebungsdruck beträgt die Verdampfungsenthalpie *H* von Wasser 2257,5kJ/kg. Die thermodynamische Berechnung der Verdampfungsenergie ist wie folgt definiert:

Berechnung der Verdampfungsenergie: $Q_V = m_W \cdot H$ Gl.18

- $Q_V$ → Verdampfungsenergie [kJ]
- $m_W$ → Wassermasse des Gewebes [kg]
- $H$ → Verdampfungsenthalpie von Wasser bei Umgebungsdruck [kJ/kg]

Nachfolgend werden die zwei Ansatzgleichungen Gl.13 und Gl.17 weiter entwickelt.

Gl.13 umstellen nach $m_G$ $$m_G = \frac{Q_{\min} - c_W \cdot m_W \cdot \Delta T}{c_G \cdot \Delta T}$$ Gl.19

Gl.17 ableiten nach $m_W$ $$\frac{dZ}{dm_W} = -k \cdot \frac{m_G}{m_W^2}$$

$$dZ = \left( -k \cdot \frac{m_G}{m_W^2} \right) \cdot dm_W$$ Gl.20

- $dZ$ → Impedanzänderung (=$\Delta Z$) in der Impedanzsteigungsmessphase [Ω]
- $dm_W$ → Wasserverlust in der Impedanzsteigungsmessphase [kg]

Der Ausdruck $dm_W$ stellt den Wasserverlust durch den Energieeintrag von 17J in der 0,5s langen Impedanzsteigungsmessphase dar und kann mittels der Verdampfungsenthalpie *H* von Wasser errechnet werden.

Berechnen des Wasserverlusts in der Impedanzsteigungsmessphase:

$$dm_W = \frac{Q_{mess}}{H} \qquad \text{mit} \qquad Q_{mess} = P_{Laser} \cdot t_{mess} \qquad \text{Gl.21}$$

$Q_{mess}$ → Energieeintrag in der Impedanzsteigungsmessphase [J]

$P_{Laser}$ → Leistung des Lasers [W]

$t_{mess}$ → Zeitbereich der Impedanzsteigungsmessphase [s]

Einsetzen von Gl.19 und Gl.21 in Gl.20

$$m_W^2 \cdot dZ \cdot H \cdot c_G \cdot \Delta T - m_W \cdot Q_{mess} \cdot k \cdot c_W \cdot \Delta T + k \cdot Q_{mess} \cdot Q_{\min} = 0 \qquad \text{Gl.22}$$

Gl.22 beschreibt eine quadratische Gleichung in allgemeiner Form (für die Variable $m_W$) und kann durch das Verfahren der quadratischen Ergänzung gelöst werden. Durch die Natur der quadratischen Charakteristik sind zwei Lösungen möglich (siehe folgende Auflösung von Gl.22).

$$m_W 1 = \frac{\left( \left(Q_{mess} \cdot k \cdot c_W \cdot \Delta T\right) + \sqrt{\left(-Q_{mess} \cdot k \cdot c_W \cdot \Delta T\right)^2 - 4 \cdot \Delta Z \cdot H \cdot c_G \cdot \Delta T \cdot k \cdot Q_{mess} \cdot Q_{\min}} \right)}{2 \cdot \Delta Z \cdot H \cdot c_G \cdot \Delta T} \qquad \text{Gl.23}$$

$$m_W 2 = \frac{\left( \left(Q_{mess} \cdot k \cdot c_W \cdot \Delta T\right) - \sqrt{\left(-Q_{mess} \cdot k \cdot c_W \cdot \Delta T\right)^2 - 4 \cdot \Delta Z \cdot H \cdot c_G \cdot \Delta T \cdot k \cdot Q_{mess} \cdot Q_{\min}} \right)}{2 \cdot \Delta Z \cdot H \cdot c_G \cdot \Delta T} \qquad \text{Gl.24}$$

Aufgrund dessen, dass für $m_W2$ eine negative Wassermasse errechnet wird (siehe Gl.24) und diese Lösung nicht innerhalb des erlaubten, positiven Wertebereichs liegt, stellt die Berechnung von $m_W1$ (siehe Gl.23) die richtige Lösung dar. Durch das Einsetzen der Werte (siehe Tabelle 12), kann somit während des Prozesses (direkt nach der Messung der Impedanzsteigung) die Wassermasse des Gewebes bestimmt werden.

**Tabelle 12: Auflistung der Werte zur Berechnung der Wassermasse $m_W$**

| | |
|---|---|
| spezifische Wärmekapazität des trockenen Gewebes $c_G$ [J/(kg*K)] ([14] S. 28) | 3900 |
| spezifische Wärmekapazität des Wassers $c_W$ [J/(kg*K)] ([8] S.477) | 4182 |
| Konstante $k$ [Ω] | 98 |
| Verdampfungsenthalpie von Wasser bei Umgebungsdruck $H$ [kJ/kg] ([8] S.477) | 2257,5 |
| Temperaturdifferenz vom Prozessstart bis zum Impedanzminimum $\Delta T$ [K] | 75 |
| Energieeintrag in der Impedanzsteigungsmessphase $Q_{mess}$ [J] | 17 |
| Energieeintrag vom Prozessstart bis zum Impedanzminimum $Q_{min}$ [J] | Online Messwert |
| Impedanzänderung in der Impedanzsteigungsmessphase $dZ$ [Ω] | Online Messwert |

Mit der Ermittlung der Wassermasse ist es somit möglich, die theoretisch benötigte Energie $Q_{ges}$ zu errechnen, um die gesamte Wassermenge zu verdampfen und dadurch das Gewebe auszutrocknen.

Berechnung der gesamten Wärmeenergie zur Verdampfung der errechneten Wassermenge:

$$Q_{ges} = Q_{\min} + Q_V = Q_{\min} + m_W \cdot H \qquad \text{Gl.25}$$

Um die Wassermassenberechnung zu testen, wird diese an den in Kapitel 3.2.5 schon verwendeten 100 Versuchen angewendet. Das Ergebnis ist in den Diagrammen in Abbildung 79 dargestellt. Darin ist zunächst im Diagramm oben links die berechnete Wassermasse über dem jeweiligen Energieeintrag vom Prozessstart bis zum Impedanzminimum ($Q_{min}$) aufgetragen. Die 100 Versuche zeigen einen linearen Zusammenhang zwischen der Wassermasse im Gewebe und dem Energieeintrag, der nötig ist, um das Impedanzminimum bzw. die Verdampfungstemperatur zu erreichen. Denn je weniger Energie dafür benötigt wird, desto weniger Wassermasse ist im Gewebe enthalten und umgekehrt. Die nichtlineare Abhängigkeit der gemessenen Impedanzsteigung von der berechneten Wassermasse ist ebenfalls erkennbar. Die Tendenz, dass sich bei geringen Wassermengen im Gewebe eine hohe Impedanzsteigung innerhalb dieser Messphase ausprägt und sich dies bei hohen Wassermassen umgekehrt verhält, ist im Diagramm oben rechts erkennbar.

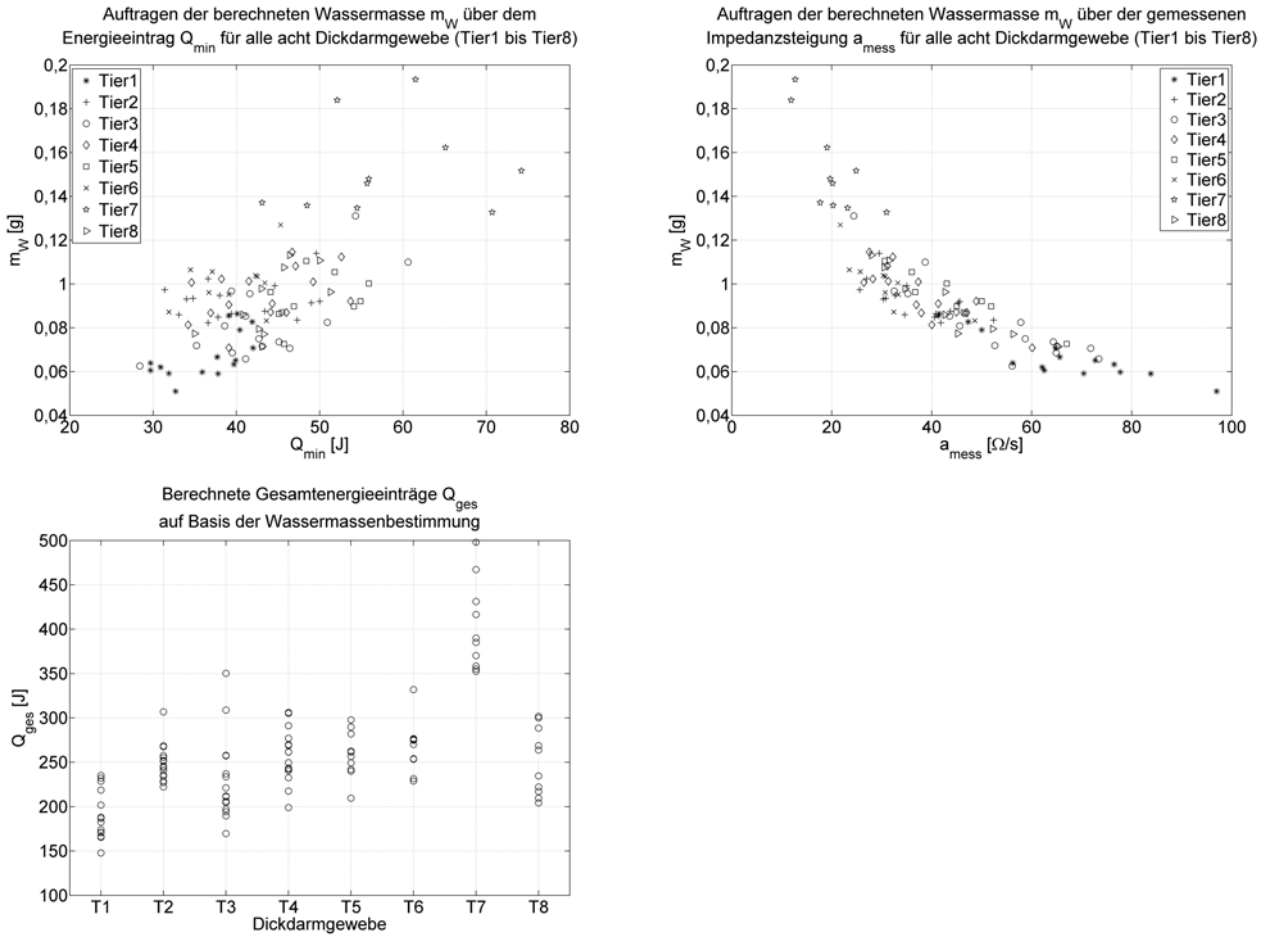


**Abbildung 79: Anwendung der Wassermassenberechnung auf die insgesamt 100 Versuche die für die Gewebecharakterisierung in Kapitel 3.2.5 verwendet wurden.**
oben links: Berechnete Wassermasse über dem Energieeintrag bis $Z_{min}$ ($Q_{min}$)
oben rechts: Berechnete Wassermasse über der gemessenen Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ($a_{mess}$)
unten links: Auftragen der berechneten (auf Basis der Wassermassenbestimmung) Gesamtenergieeinträge sortiert in die acht Dickdarmgeweberubriken

Der hypothetische Gesamtenergieeintrag bis zum vollständigen Verdampfen des Wassers der einzelnen Versuche ist im Diagramm unten links gezeigt, wobei die Versuche in die jeweilige Dickdarmrubrik einsortiert sind. Insgesamt erstreckt sich der Bereich des Gesamtenergieeintrags für alle Versuche von ca. 150J bis ca. 500J. Ein berechneter geringer Gesamtenergieeintrag (bis ca. 250J), wie in Rubrik bei Tier 1 zu sehen, ist bedingt durch einen geringen Energieeintrag bis $Z_{min}$ sowie einer hohen Impedanzsteigung $a_{mess}$, was zu einer geringen berechneten Wassermasse führt. Im Gegensatz dazu wird für ein Gewebe mit einer hohen berechneten Wassermasse (Tier 7) ein wesentlich höherer Gesamtenergieeintrag ermittelt, um das gesamte Wasser im Gewebe zu verdampfen. Trotz alledem zeigt sich eine Streuung der berechneten Gesamtenergie innerhalb der einzelnen Rubriken bzw. innerhalb eines Dickdarmgewebes. Dies lässt darauf schließen, dass es

zusätzlich neben der Variation der Gewebeeigenschaft unterschiedlicher Tiere auch Gewebeeigenschaftsunterschiede innerhalb eines Dickdarmprobenstücks zu finden sind.

Die Methode der Wassermassenberechnung auf Grundlage der Messung von $Q_{min}$ (Energieeintrag bis Impedanzminimum) sowie der Impedanzsteigung $a_{mess}$ im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ zeigt, dass auf diese Art und Weise eine Charakterisierung des zu fusionierenden Gewebes vorgenommen werden kann. Es kann der Gesamtenergieeintrag durch die Bestimmung der Gewebewassermasse und das Impedanzsteigungsvermögens des jeweiligen Gewebes durch die Information von $a_{mess}$ ermittelt werden. Dies bedeutet für den Prozess, dass die Charakterisierungsphase des Gewebes bis mindestens 1,5s nach dem detektierten Impedanzminimum dauert und sich daran die Regelungsphase anschließt.

**Ermittlung der SOLL – Impedanzsteigung in der Regelungsphase**

Neben der beschriebenen Festlegung des Gesamtenergieeintrags über die Bestimmung der Wassermasse muss die SOLL – Impedanzsteigung für die Regelungsphase des Prozesses definiert werden. Diese wird auf Grundlage der gemessenen Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ermittelt. Explizit heißt das, ein Gewebe, welches eine geringe Impedanzsteigung $a_{mess}$ in der Messphase zeigt, muss in der darauffolgenden Regelphase ebenfalls mit einer geringen SOLL – Steigung behandelt werden. In diesem Fall ist der Wassergehalt und die elektrische Gewebeleitfähigkeit hoch, was in einer geringen Impedanzsteigungsfähigkeit resultiert. Eine entsprechend geringe, angepasste SOLL – Impedanzsteigung garantiert somit die Prozessführung mit einem mittleren Laserleistungspegel. Gewebe mit einer hohen gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$ weisen dagegen einen geringen Wassergehalt und eine geringe elektrische Leitfähigkeit auf. Um den nachfolgenden Regelungsprozess ebenfalls mit einem mittleren Leistungspegel zu fahren, wird diesbezüglich die SOLL – Impedanzsteigung ebenfalls auf ein passendes Niveau eingestellt. Der mathematische Zusammenhang bzw. die Abhängigkeit der SOLL – Impedanzsteigung von der gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$ ist in Abbildung 80 gezeigt. Die lineare Abhängigkeit zeigt einen Faktorbereich für die SOLL – Impedanzsteigung von 0,035 bei $a_{mess}$=180Ω/s und 0,39 bei $a_{mess}$=10Ω/s. Diese Werte sind aus den bis dato durchgeführten Versuchen extrahiert worden. Die sich ergebenen absoluten SOLL – Impedanzsteigungen sind in Abbildung 81 dargestellt. Darin ist die oben beschriebene Charakteristik zu erkennen. Es

wird die SOLL – Steigung vorgegeben, welche vom Gewebe mit einem mittleren Leistungspegel in der Regelphase erreicht werden kann. So wird das Gewebe für maximale Festigkeiten moderat (nicht mit hohen Leistungspegel) erwärmt und die Prozesszeit so kurz wie möglich gehalten.

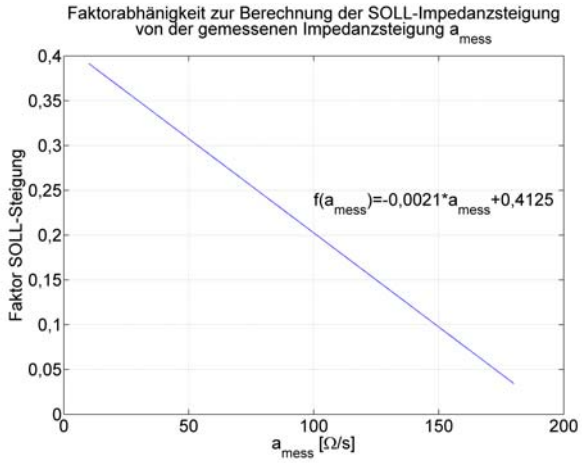


**Abbildung 80: Abhängigkeit der SOLL – Impedanzsteigung von der gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$. Für die Ermittlung der SOLL – Impedanzsteigung wird die gemessene Steigung mit dem sich ergebenen Faktor multipliziert.**

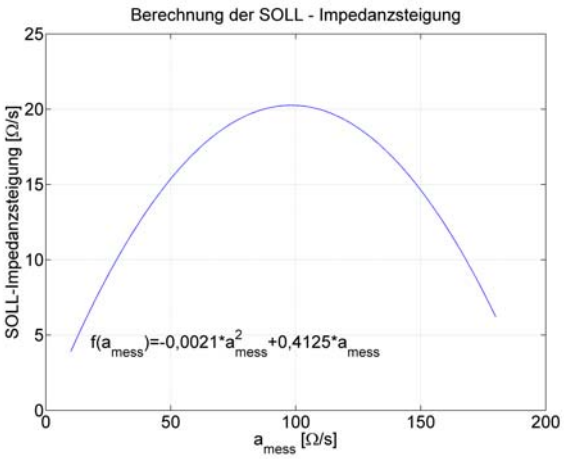


**Abbildung 81: Auftragen der berechneten SOLL – Impedanzsteigung über der gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$.**

Zum Test dieser SOLL – Impedanzsteigungsmessung sind nachfolgend geregelte Dickdarmfusionen mit unterschiedlichen SOLL – Impedanzsteigungen durchgeführt worden (siehe Abbildung 82). Hierbei stehen für die Auswertung insgesamt sechs Dickdarmgewebe unterschiedlicher Schweine (T1 bis T6) zur Verfügung. Die SOLL – Impedanzsteigung wird zum einen mit einem festen Faktor von 0,1 (erste vier Rubriken links) bzw. 0,4 (mittleren vier Rubriken) und zum anderen mit der vorher beschriebenen variablen Abhängigkeit von $a_{mess}$ (zwei Rubriken rechts) berechnet. Als blaue Raute mit blauem Fehlerbalken ist die erzielte gemittelte Schälfestigkeit aufgetragen. Korrelierend dazu ist für jede Rubrik als grüner Stern die gemittelte Leistungspegeldauer über 45W eingetragen. So kann der Vergleich zwischen der Güte der Fusion und der angesetzten SOLL – Impedanzsteigung und der Energieeintragsweise (Laserleistungspegel) für die jeweiligen Gewebe gezogen werden.

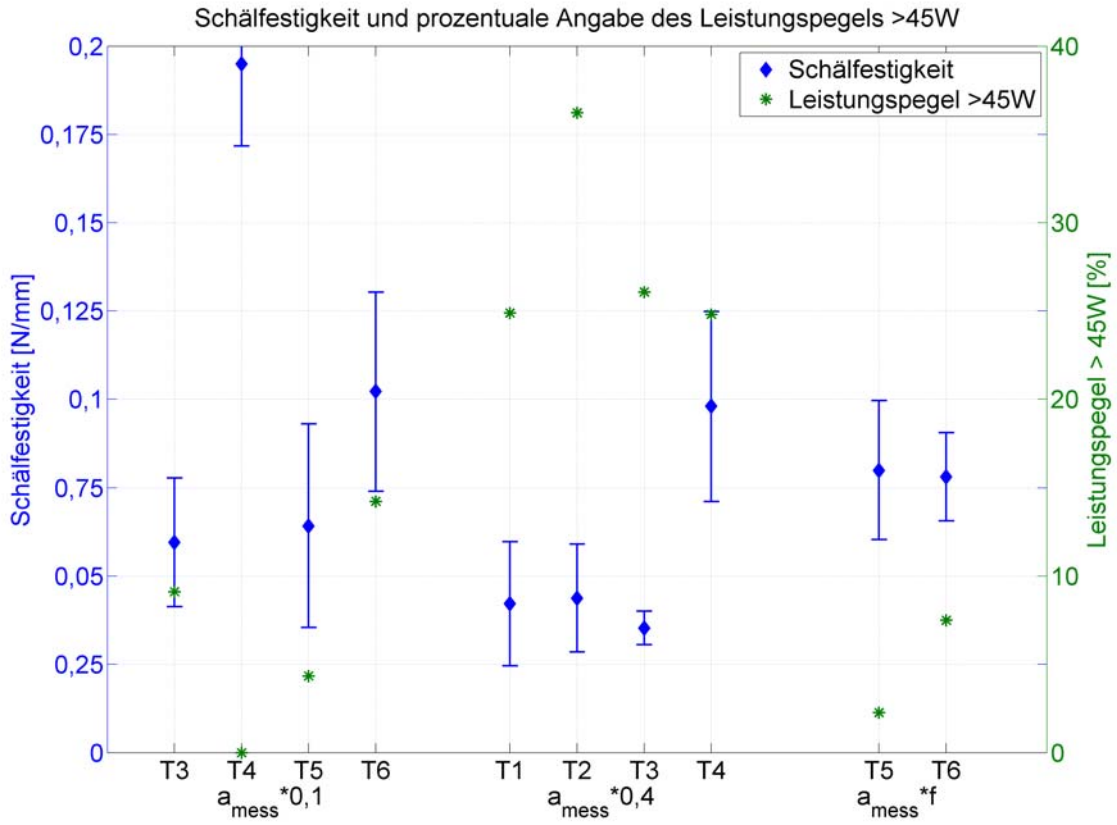


**Abbildung 82:** **Gemittelte Schälfestigkeiten (n=5, blaue Raute und blauer Fehlerbalken) und der dazugehörigen Auswertung bezüglich des gemittelten Laserleistungspegels > 45W (n=5, grüner Stern) für alle sechs Dickdarmgewebe unterschiedlicher Schweine (T1 bis T6). Die ersten vier Rubriken links zeigen die SOLL – Steigungsberechnung mit dem festen Faktor 0,1. Die mittleren vier Rubriken zeigen die SOLL – Steigungsberechnung mit dem festen Faktor 0,4. Die zwei Rubriken rechts zeigen im Vergleich zu den Versuchen mit festen Faktoren das Ergebnis unter der Anwendung der variablen Faktorberechnung ($f(a_{mess})=-0,0021*a_{mess}+0,4125$)**

So zeigt sich für T3 eine bessere Schälfestigkeit mit dem Faktor 0,1 als mit dem Faktor 0,4, was durch den geringen Anteil an Leistungspegeln über 45W begründet ist. Dieser Zusammenhang ist ebenfalls für T4 deutlich zu erkennen. Für T1 und T2 zeigt sich deutlich, dass ein großer Anteil an hohen Leistungspegeln innerhalb der Regelungsphase eine geringe Festigkeit erzeugt. Der Vergleich von T5 und T6 zwischen der Verwendung des Faktors 0,1 und der variablen SOLL – Impedanzsteigungsberechnung ergibt, dass die Festigkeit beider Gewebe, im Gegensatz zum Faktor 0,1, angenähert werden können. Beide Gewebe liegen im Bereich von 0,08N/mm Schälfestigkeit und zeigen geringe Anteile von hohen Leistungspegeln. Explizit für das Gewebe T5 konnte die Festigkeit bei Verringerung der Leistungspegelanteile > 45W verbessert werden.

Es kann festgehalten werden, dass die SOLL – Impedanzsteigung so definiert werden muss, dass diese mit einem möglichst moderaten Laserleistungspegel (geringer Anteil an Leistungspegeln >45W) ermöglicht werden kann. Mit der Tatsache, dass die unterschiedlichen Dickdarmgewebe verschiedene Impedanzsteigungsvermögen zeigen und die Gesamtprozesszeit zur Applizierung des berechneten Gesaamtenergieeintrags so gering wie möglich gehalten werden soll, kann mittels der variablen SOLL – Impedanzsteigungsberechnung Rechnung getragen werden.

**Impedanzplateaudetektion**

Um Prozesszustände innerhalb der Regelungsphase zu verhindern, bei denen die Impedanz nicht auf die Leistungspegeländerung reagiert, müssen diese detektiert und abgefangen werden. Explizit heißt dies, Prozesszustände, bei denen die Impedanz auf einem konstanten Niveau verbleibt, obwohl der Leistungspegel an die oberen Begrenzung geregelt ist (Impedanzplateau), müssen von der Regelung wahrgenommen werden und entsprechend zum Prozessende führen. Dadurch, dass die Regelungsweise auf der SOLL – Impedanzsteigung basiert, ist das Risiko eines solchen Impedanzplateaus (vor allem gegen Prozessende) reduziert. Trotzdem muss eine entsprechende Überwachung des Prozesses integriert sein. Bezüglich der elektrischen Leitfähigkeit des Gewebes deutet ein Impedanzplateau auf das Erreichen der maximalen Gewebeaustrocknung hin. Im Gewebe ist alles Wasser durch Verdampfen entfernt worden und somit der maximale elektrische Gewebewiderstand erreicht. Weiteres Bestrahlen des Gewebes mit dem Laserlicht führt lediglich zu Karbonisation und damit zu einer Verminderung der Fusionsfestigkeit. In der nachfolgenden Abbildung 83 ist ein Beispiel eines solchen Impedanzplateaus dargestellt. Darin ist gegen Prozessende die Stagnation der Impedanzsteigung bei maximalem Laserleistungspegel zu erkennen.

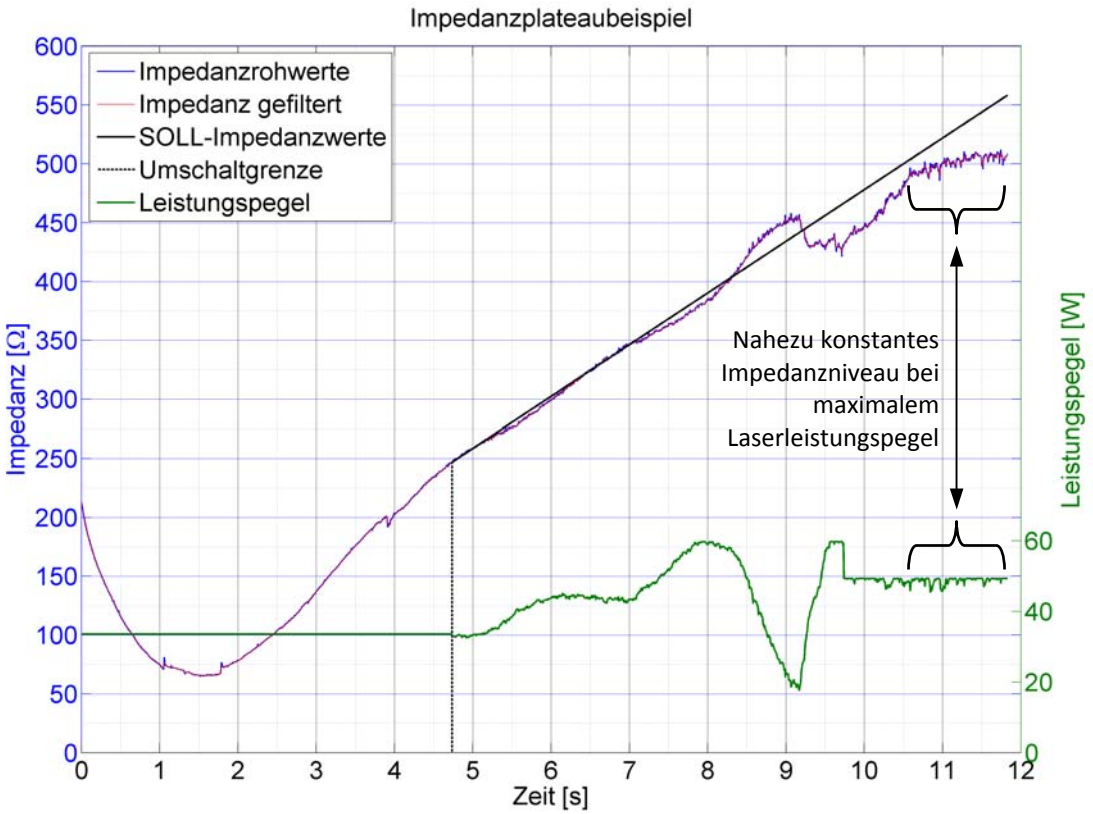


**Abbildung 83:** **Beispieldarstellung eines möglichen Impedanzplateaus. Gegen Ende dieses Beispielprozesses verharrt die Impedanz nahezu konstant auf einem Niveau obwohl durch maximale Laserleistung (zu dieser Prozessphase ist die Pegelbegrenzung von 50Waktiv) ein hoher Energieeintrag in das Gewebe erzeugt wird.**

Die Impedanzplateaudetektion ist in Abbildung 84 schematisch dargestellt. Darin ist ein Impedanzverlauf (blauer Graph) im Endstadium eines Prozesses aufgetragen. Das Auftreten eines Impedanzplateaus ist beschränkt auf die Prozessendphase, da bis zu dieser Phase schon viel Wasser des Gewebes verdampft wurde und dadurch die Gefahr besteht, dass die elektrische Gewebeleitfähigkeit schon vor dem Erreichen des berechneten Gesamtenergieeintrags stark reduziert ist. Deswegen wird die Prozessüberwachung bezüglich eines möglichen Impedanzplateaus beim Erreichen von 80% von $Q_{ges}$ zugeschaltet. An diesem Zeitpunkt wird der dort vorhandene, gefilterte Impedanzwert als Startwert (im Diagramm als schwarzer Punkt gekennzeichnet) verwendet, um einen Impedanztoleranzkorridor aufzuspannen.

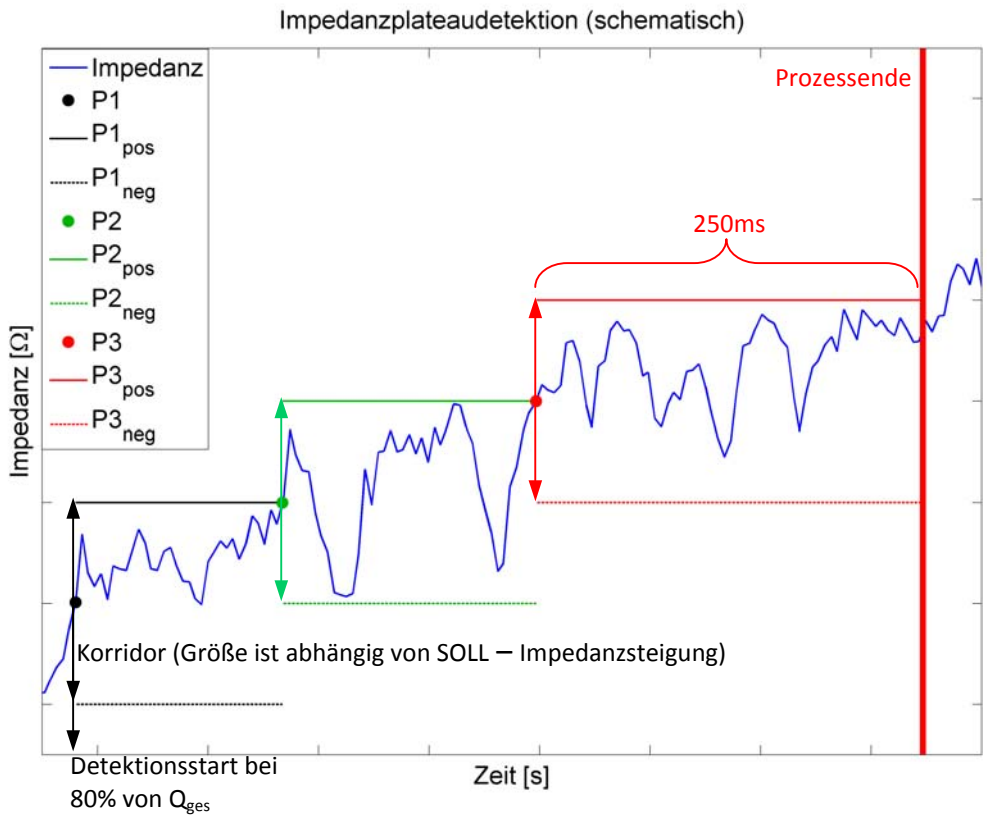


**Abbildung 84:** **Erklärung der Impedanzplateaudetektion in einer schematischen Impedanzverlaufsdarstellung. Die Überwachung des Impedanzverlaufs beginnt bei 80% von $Q_{ges}$ (siehe P1 – schwarzer Punkt). Aufspannen von Toleranzkorridoren (abhängig von der SOLL-Impedanzsteigung). Zählen der folgenden Impedanzmesswerte die innerhalb des Korridors liegen. Überschreitet die Impedanz innerhalb von 50 Messwerten den Korridor, wird an diesem Punkt ein neuer Korridor aufgespannt (beispielsweise der grüne und rote Korridor). Sind jedoch alle 50 Messwerte (entspricht 250ms) innerhalb des Korridors, so wird ein Impedanzplateau detektiert und der Prozess beendet.**

Die Weite des Korridors bzw. die Toleranzweite wird mit 20% der SOLL – Impedanzsteigung definiert und wird damit an die Impedanzsteigung angepasst. Ein Impedanzplateau wird detektiert, wenn, nachdem ein Korridor aufgespannt wurde, 50 aufeinanderfolgende Impedanzmesswerte innerhalb dieses Korridors liegen. 50 Messwerte ergeben bei einer Abtastfrequenz von ca. 200Hz ein Zeitfenster von ca. 250ms für die Detektion. Durchbricht der Impedanzverlauf innerhalb dieser 50 Werte die Korridorgrenzen (untere sowie obere Grenze), so wird an diesem Schnittpunkt (Impedanzverlauf und Korridorgrenze) der Startpunkt für einen neuen Korridor gesetzt (siehe beispielsweise der grüne Punkt P2 und der rote Punkt P3 mit den jeweiligen Korridorgrenzen). In dem dargestellten Beispielverlauf würde ein Impedanzplateau im roten Detektionsbereich (P3 und dessen Korridorgrenzen)

sich ereignen. Alle 50 Messwerte befinden sich nacheinander innerhalb des Korridors und der Prozess würde an dieser Stelle beendet werden.

**Abschließende Gesamtprozesserklärung**

In den vorhergehenden Unterkapiteln sind die einzelnen wichtigen Prozesscharakteristiken hergeleitet sowie erläutert worden. Anhand des nachfolgenden Impedanzbeispielverlaufs in Abbildung 85 sowie in dem Flussdiagramm, das in Abbildung 86 gezeigt ist, wird der gesamte Prozessablauf nach chronologischer Abfolge erklärt. Mit dem Start des Gewebefusionsprozesses wird die permanente Impedanzmessung mit 200Hz gestartet und gibt dem Prozess dadurch eine Feedbackgröße. Gleichzeitig wird das gemessene Impedanzsignal softwareseitig gefiltert. Dies ist wichtig für die spätere Regelphase des Prozesses. Der Laser wird beim Prozessstart auf konstant 34W eingestellt, was einer Bestrahlungsintensität von 56,6J/cm$^2$ (Spotfläche beträgt 0,6cm$^2$) entspricht. Darauffolgend sinkt die Impedanz bis zu einem Minimum $Z_{min}$ ab, welches von der Regelung detektiert (Detektion auf die Impedanzrohwerte) wird. Mit dem Zeitpunkt des Impedanzminimums kann über die Laserleistung von 34W der bis dato erbrachte Energieeintrag $Q_{min}$ in das Gewebe berechnet werden. Bezüglich der Gewebetemperatur kann diesem Zeitpunkt der Verdampfungsstart des Wassers im Gewebe zugeordnet werden. Mit weiterer Bestrahlung (konstant 34W) des Gewebes steigt die Impedanz und die Temperatur bleibt konstant auf Wasserverdampfungsniveau. Dieser Impedanzanstieg wird von der Regelung im Zeitbereich von 1s nach dem Impedanzminimum bis 1,5s nach Impedanzminimum aufgenommen (Detektion auf die gefilterten Impedanzwerte). Innerhalb dieser 0,5s langen Messphase werden jeweils fünf 100ms lange Messabschnitte gebildet, in denen jeweils die Steigung ermittelt wird. Um eventuellen Unregelmäßigkeiten bzw. Impedanzeinbrüchen keinen Einfluss auf die Steigungsermittlung zu geben, wird aus diesen fünf Steigungsmesswerten der Median gebildet. Nachdem die Impedanzsteigung $a_{mess}$ ermittelt wurde, kann durch diesen Wert und durch den Messwert des Energieeintrag bis zum Impedanzminimum $Q_{min}$ die Wassermassenberechnung durchgeführt werden. Mittels der dann bekannten Wassermasse im Gewebe wird der Gesamtenergieeintrag als Prozessabschaltkriterium definiert. Parallel zu dieser Berechnung wird über die gemessene Impedanzsteigung $a_{mess}$ die SOLL – Impedanzsteigung definiert.

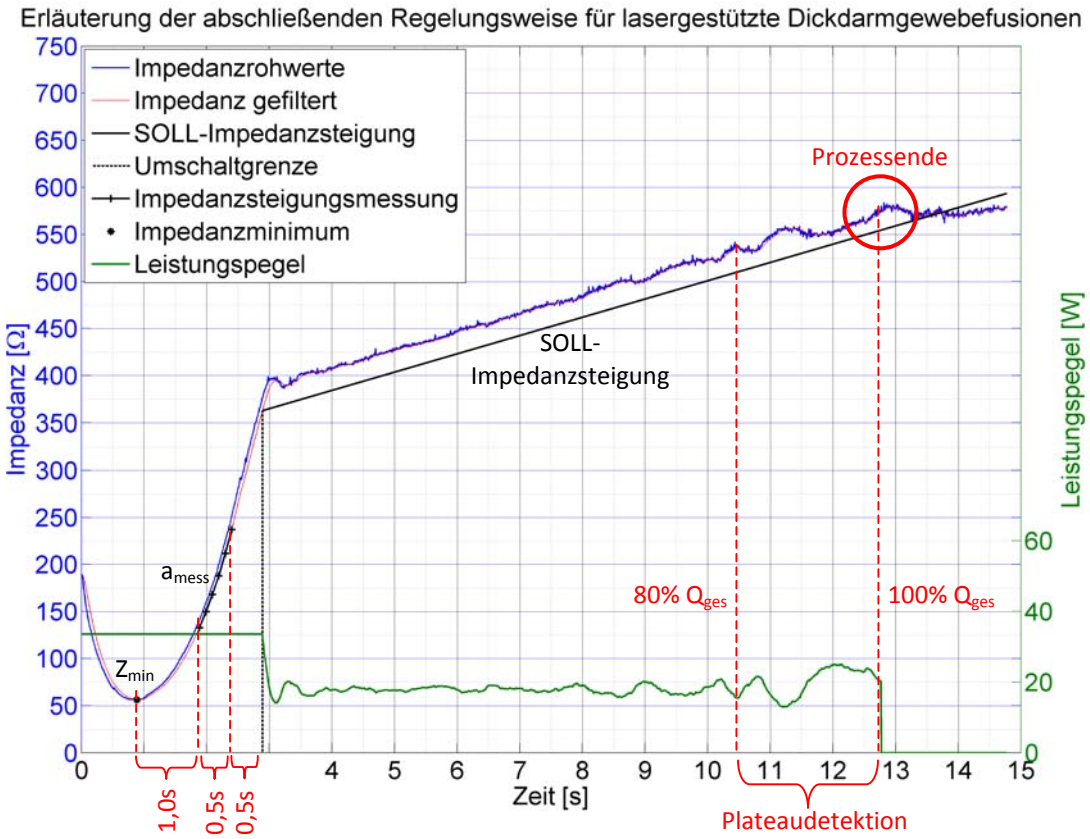


**Abbildung 85: Erklärung der abschließenden Regelung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses anhand eines Impedanzbeispielverlaufs.**

Mit einer Zeitverzögerung von 0,5s nach Abschluss der Impedanzsteigungsmessung beginnt die Regelungsphase des Prozesses und der Laserleistungspegel regelt die gefilterte Impedanz auf die vorgegebene Impedanzsteigung. Damit eventuelle Impedanzplateaus detektiert werden können, beginnt diesbezüglich die Überwachung bei 80% von $Q_{ges}$ und erstreckt sich bis zum Prozessende. Zur Definition des Prozessendes sind mehrere Kriterien implementiert. Als primäres Abschaltkriterium dient der berechnete Gesamtenergieeintrag $Q_{ges}$. Als nachgeordnete Sicherheitsabschaltkriterien sind sowohl ein maximaler Gesamtenergieeintrag $Q_{gesmax}$=600J als auch eine maximale Prozessdauer von $t_{max}$=20s definiert. Diese sollen greifen, wenn alle anderen Kriterien nicht anschlagen. $Q_{gesmax}$ greift nur, wenn durch die Wassermassenberechnung ein größerer Gesamtenergieeintrag $Q_{ges}$ errechnet wurde. Aus den Erfahrungen der bis dato durchgeführten Fusionen spiegelt der Energieeintrag von 600J ein nicht zu überschreitendes Maximum wieder. Die maximale Prozesszeit von 20s wird nur aktiv, wenn der Prozess vorher nicht den berechneten Gesamtenergieeintrag $Q_{ges}$ oder $Q_{gesmax}$ erreicht hat. Dies ereignet sich vor allem, wenn ein Prozess mit sehr geringem Leistungspegel in der Regelungsphase arbeitet und so ein

geringer Energieeintrag erzeugt wird. Als weiteres Abschaltkriterium dient die Detektion eines Impedanzplateaus. Das beschreibt das Verbleiben der Impedanz auf einem Niveau (Impedanz steigt und sinkt nicht) in der Endphase des Prozesses (die letzten 20% des berechneten Gesamtenergieeintrags $Q_{ges}$ werden überwacht). Bei der Detektion eines Impedanzplateaus wird der Prozess direkt beendet.

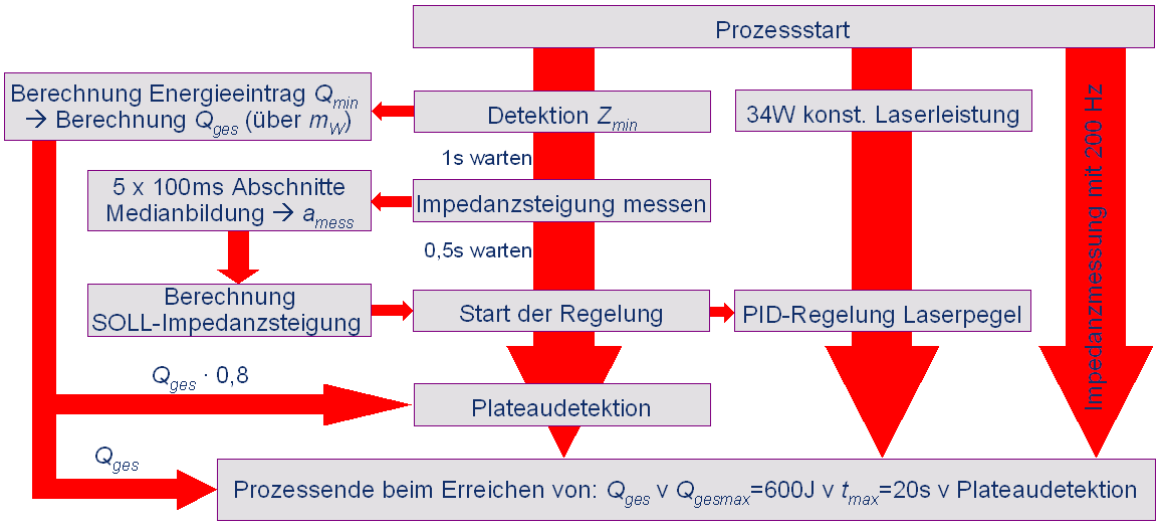


**Abbildung 86: Darstellung des Prozessablaufs als Flussdiagramm.**

### Abschließende Gesamtprozessbewertung

Für die abschließende Gesamtprozessbewertung wird eine Versuchsreihe mit vier Dickdarmgeweben unterschiedlicher Schweine (T1 bis T4) durchgeführt. Für jedes der vier Gewebe werden 8 Wiederholungsversuche (n=8) erzeugt und bezüglich der Schälfestigkeit, des Leistungspegelanteils über 45W sowie der eintretenden Abschaltkriterien ausgewertet. Abbildung 87 zeigt die Auswertung der Gewebediskriminierung hinsichtlich des Energieeintrags bis $Z_{min}$ ($Q_{min}$) und der gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$ im Zeitraum von $t_{Zmin+1s}$ bis $t_{Zmin+1,5s}$. Zunächst ist zu erklären, dass in Rubrik T1 und T2 in Summe drei Versuche nicht in die Auswertung aufgenommen werden konnten. Daraus ergibt sich eine geringere Redundanz (für T1 ist n=6 und für T2 ist n=7) als bei den übrigen zwei Rubriken. Grund für den Ausschluss dieser drei Versuche ist die sehr hohe gemessene Impedanzsteigung $a_{mess}$, welche durch die SOLL – Impedanzberechung (siehe Abbildung 80 und Abbildung 81) zu negativen SOLL – Impedanzsteigungen führt. Diese hohen Impedanzsteigungen waren im Vorfeld nicht zu erwarten, da sich bisher weitaus niedrigere

Steigungen eingestellt hatten. Auf deren Basis wurde die SOLL – Steigungsberechnung definiert. Bei den restlichen 29 Versuchen passt die gemessene Impedanzsteigung $a_{mess}$ in das Berechnungsfenster, wobei generell alle vier Dickdärme im Mittel überdurchschnittlich hohe Impedanzsteigungen aufweisen (siehe Abbildung 87 rechts). Der Impedanzsteigungsunterschied der Dickdärme (Rubrik T1 bis T4) untereinander ist vorhanden, aber nicht sehr ausgeprägt. Im Gegensatz dazu ist bei der Auswertung des Energieeintrags $Q_{min}$ eine deutliche Gewebeunterscheidung festzustellen, was sich direkt auf die Berechnung der Wassermasse und damit folglich auf den zu erbringenden Gesamtenergieeintrag auswirkt.

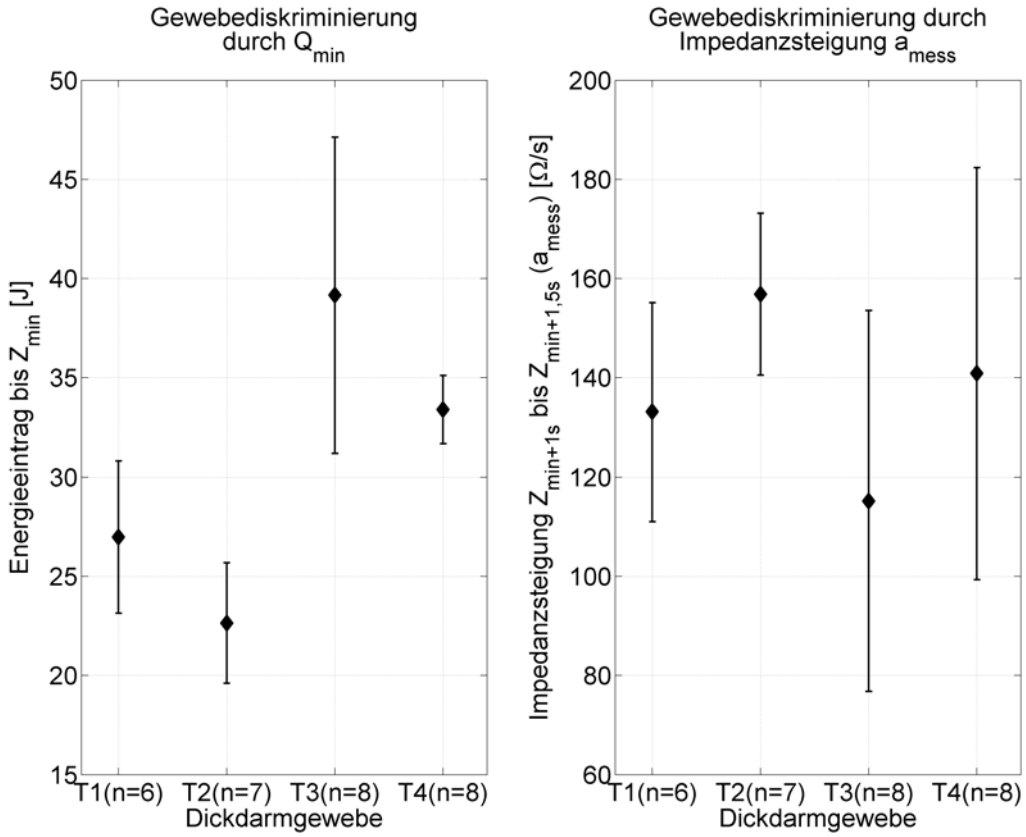


**Abbildung 87: Auswertung der Versuchsreihe hinsichtlich der Gewebediskriminierung durch den Energieeintrag bis $Z_{min}$ ($Q_{min}$) sowie der Impedanzsteigung $a_{mess}$ zum Zeitpunkt $t_{Zmin+1s}$ bis $t_{Zmin+1,5s}$. Die Rubriken beider Diagramme repräsentieren die Dickdarmgewebe der vier verschiedenen Schweinen (T1=Tier 1 usw.).**

Bei der Betrachtung beider Diagramme (Abbildung 87) wird die Hypothese bestätigt, dass ein Gewebe mit einem hohen Energieeintrag $Q_{min}$ eine niedrige Impedanzsteigung $a_{mess}$ aufweist (siehe Rubrik T3) und umgekehrt (Rubrik T2). Dies unterstreicht die richtige Vorgehensweise bezüglich der Gewebeunterscheidung im Prozess. Eine Auswertung bezüglich des Prozessendes und der Regelungsphase wird in nachfolgender Abbildung 88 dargestellt. Darin sind zunächst im linken Diagramm die erzielten Gesamtenergieeinträge der vier Dickdärme (Rubriken T1 bis T4) im Mittel aufgetragen. Insgesamt zeigt sich ein Bereich der Mittelwerte von ca. 185J – 315J, wobei sich durch die Wassermassenberechnung unterschiedlich hohe Mittelwerte für die jeweiligen Dickdarmproben ergeben. Je nach Gewebeeigenschaft wird mehr oder weniger Energie in das Gewebe eingetragen. Wie die Energieeintragsdynamik sich ausprägt, ist im mittleren Balkendiagramm erläutert.

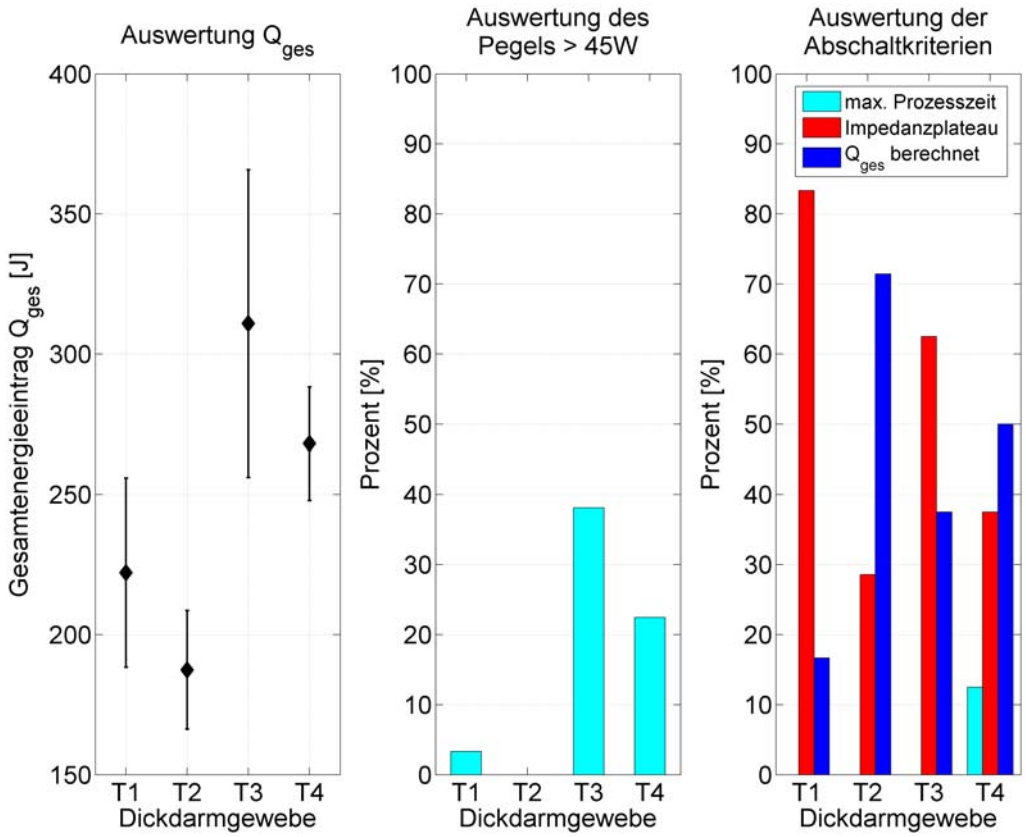


**Abbildung 88:** **Auswertung der Versuchsreihe hinsichtlich des Gesamtenergieeintrags $Q_{ges}$, des prozentualen Laserleistungspegelanteil > 45W innerhalb der Regelungsphase sowie der prozentualen Verteilung der greifenden Abschaltkriterien. Die Rubriken der drei Diagramme repräsentieren die Dickdarmgewebe der vier verschiedenen Schweinen (T1=Tier 1 usw.).**

Darin ist der mittlere prozentuale Anteil des Leistungspegels > 45W in der Regelungsphase aufgetragen. Ziel der Regelung ist es, den Anteil dieser hohen Leistungspegel > 45W in der Regelungsphase so gering wie möglich zu halten, um den Energieeintrag moderat zu gestalten. Lediglich der Prozess für die Fusion des Dickdarmgewebes T3 zeigt einen erhöhten Anteil von ca. 38%, was sich auch in der subjektiven optischen Beurteilung der Fusionsstelle wiederspiegelt. Diese waren zum Teil dunkler als die anderen Fusionsproben. Für die Auswertung der eintretenden Abschaltkriterien zeigt das rechte Balkendiagramm (Abbildung 87) über alle Proben (n=29) gemittelt eine nahe zu 50% Aufteilung für das Impedanzplateau und dem berechneten Energieeintrag. Unterteilt in die jeweiligen Darmgewebe (T1 – T4) zeigen sich jedoch Unterschiede. Das Gewebe T1 wurde mit einem Anteil von 83% durch die Impedanzplateaudetektion beendet, wohingegen der größte Anteil für den berechneten Energieeintrag beim Gewebe T2 (72%) liegt. In allen vier Geweberubriken teilen sich diese beiden Abschaltkriterien den größten Anteil unter sich auf. Lediglich bei Rubrik T4 sind 13% der Versuche durch die maximale Prozesszeit von 20s beendet worden. Das Abschaltkriterium des absolut maximalen Energieeintrags von 600J wurde bei keinem Versuch erreicht. Die Darstellung zweier exemplarischer Prozessregelungen in Form des Impedanzverlaufs sowie des dazu korrelierenden Laserleistungspegelverlaufs sind in Abbildung 89 gezeigt. Zusätzlich sind in beiden Diagrammen das Impedanzminimum (wichtig für die Berechnung von $Q_{min}$), die Impedanzsteigung (markiert sind die fünf Einzelsegmente der Messung aus denen der Median gebildet wird), der Zeitpunkt des Regelungsstarts und die SOLL – Impedanzsteigung eingezeichnet. Im linken Verlaufsdiagramm ist ein Fusionsprozess des Gewebes T1 aufgetragen, welcher durch den berechneten Energieeintrag von 242J nach ca. 10,6s beendet wurde. Bezüglich der Schälfestigkeit erzielte dieser Prozess einen Wert von 0,093N/mm. Die angewandte Steigungsregelung in der Regelungsphase erzielt mit der definierten SOLL – Impedanzsteigung einen moderaten, geregelten Energieeintrag. Dieses moderate Regelungsverhalten ist ebenso im rechten Verlaufdiagramm vorhanden, wobei die Laserleistung verschiedene Impedanzschwankungen kompensieren muss. Hierbei handelt es sich um den Fusionsprozess des Gewebes T2 mit einem Gesamtenergieeintrag von 204J und einer Schälfestigkeit von 0,118N/mm. Im Gegensatz zum linken Prozess wird dieser Prozess durch die Detektion eines Impedanzplateaus abgeschaltet. Dieses ist am Ende des Impedanzverlaufs gut zu erkennen.

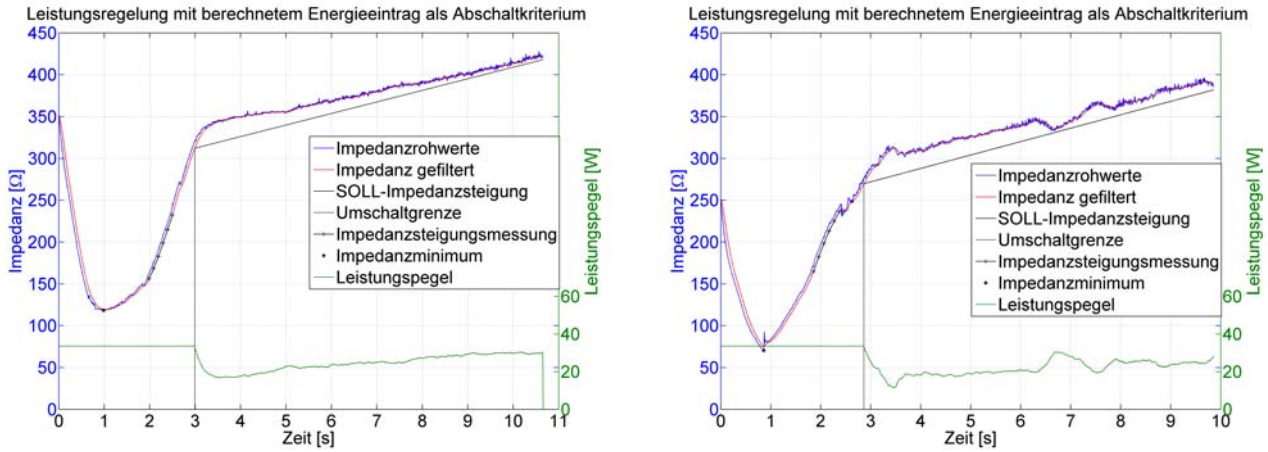


**Abbildung 89: Darstellung zweier exemplarischer Regelungsprozesse, welche zum einen mittels dem berechneten Energieeintrag (linkes Diagramm) und zum anderen durch das Greifen der Impedanzplateaudetektion (rechts Diagramm) beendet wurden.**

Die Auswertung der Schälfestigkeit dieser abschließenden Versuchsreihe ist in Abbildung 90 gezeigt. Darin sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der einzelnen Dickdarmgeweben (Rubriken) sowie der Mittelwert aller durchgeführten Versuche aufgetragen. Es zeigt sich, dass durch die Prozessregelung alle vier Dickdarmgewebe im Mittel einen guten Festigkeitswert zwischen 0,1N/mm und 0,12N/mm erzielen (verglichen zu den Erfahrungswerten bis dato). Trotzdem ist in jeder Rubrik mind. ein Versuch mit eher mittlerer Festigkeit von ca. 0,065N/mm erzeugt worden. Aber extreme Festigkeitsausreißer mit niedrigen Werten sind nicht entstanden. Der geregelte Gewebefusionsprozess ist in einem Versuch mit Hilfe der Thermokamera auch bezüglich der Prozesstemperatur untersucht worden. Wie bei den vorher durchgeführten Thermografien misst die Thermokamera die Temperatur in der vorderen Ebene der Elektrodenplanfläche und die Auswertung erfolgt über ein mittig platziertes ROI (genaue Beschreibung der thermografischen Prozessbetrachtung auf S. 144). In Abbildung 91 sind der Verlauf der Temperatur (grüner Graph), der Impedanzverlauf (blauer Graph) und

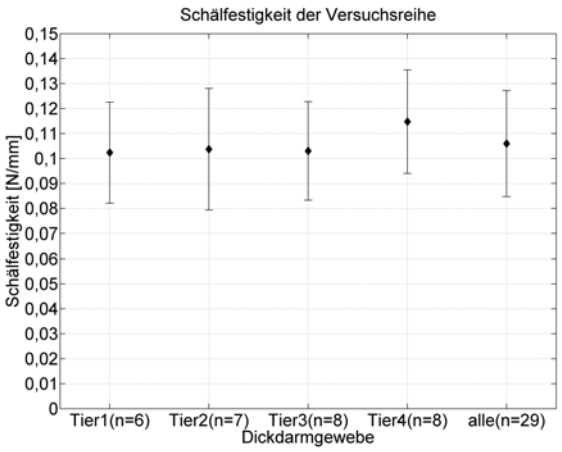


**Abbildung 90: Auswertung der Schälfestigkeit durch Bildung der Mittelwerte und Standardabweichung für alle vier Rubriken sowie für alle Prozesse zusammen**

der dazugehörige Leistungspegel (Rot und nicht skaliert) über der Zeit aufgetragen. Es ist zunächst die im Vorfeld schon erwähnte schlagartige Temperaturerhöhung zum Zeitpunkt des Impedanzminimums zu erkennen. Diese treibt die Temperatur bis auf ca. 90°C hoch auf dem diese bis zum Prozessende nahezu konstant gehalten wird. Durch die entsprechend definierte SOLL – Impedanzsteigung in diesem Prozess regelt der Leistungspegel die Impedanz auf die vorgegebene Steigung und erzeugt damit ein konstantes Gewebetemperaturniveau, welches ein Verdampfen des Wassers garantiert, jedoch keine Karbonisation erzeugt.

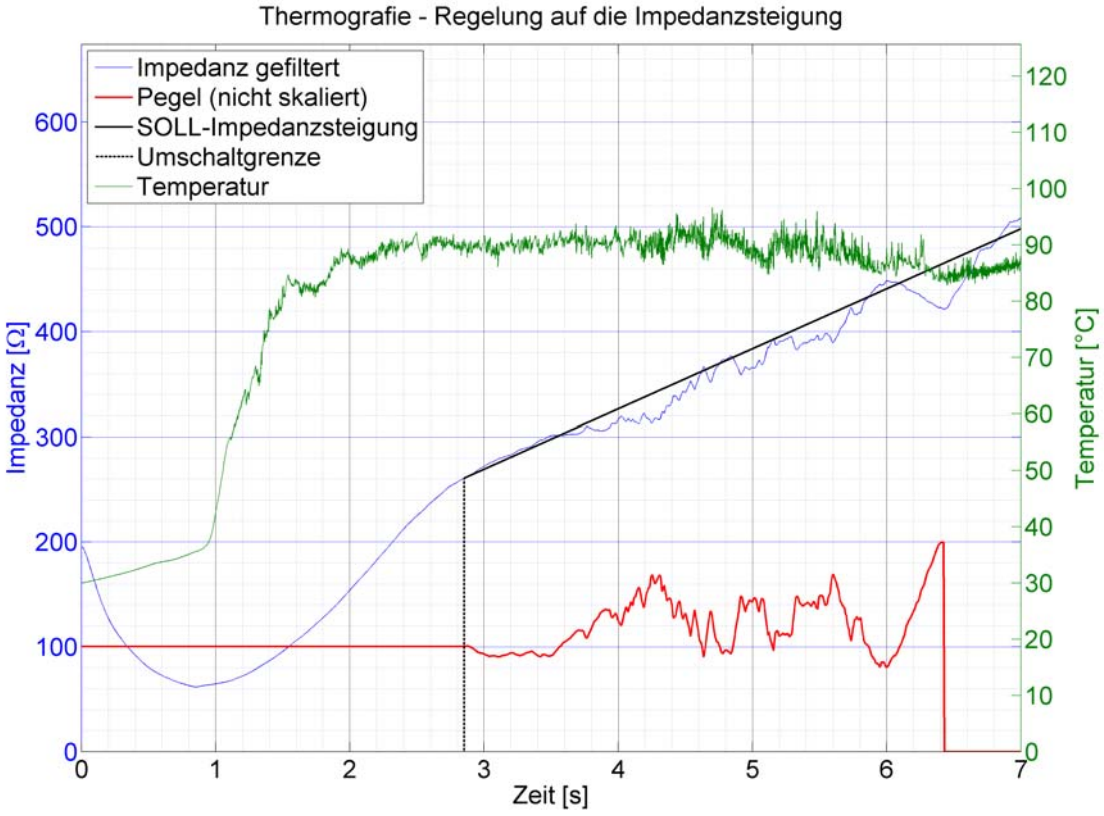


**Abbildung 91:** **Darstellung des Temperaturverlaufs (grün), des gefilterten Impedanzverlaufs (blau) und des dazugehörigen Laserleistungspegel (keine Skala vorhanden, wobei der anfängliche konstante Leistungspegel 30W darstellen). Zusätzlich sind der Start der Regelungsphase sowie die ermittelte SOLL – Impedanzsteigung eingezeichnet.**

## 3.3. Zusammenfassung

Die Entwicklung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses umfasst mehrere Stufen, welche jeweils eine Verbesserung gegenüber der vorherigen darstellen und dadurch letztendlichen zur funktionsfähigen Prozessversion führen. Zunächst wird in der ersten Versuchsreihe mit konstanten Laserpegeln gearbeitet (noch keine Prozessregelung), um dadurch wichtige Informationen über das Verhalten des Dickdarmgewebes im Zusammenspiel mit der Laserbestrahlung und der Impedanzmessung zu erhalten. Zusätzlich wird durch die Variation verschiedener Prozessparameter (Laserleistung, Bestrahlungsdauer und Flächenpressung des Gewebes) das für die Verbindungsfestigkeit günstigste Prozessfenster ermittelt (30W über 13,3s mit 0,2N/mm$^2$ bis 0,4N/mm$^2$ Flächenpressung). Durch die Auswertung der Impedanzverläufe kann eine Gewebeabhängigkeit festgestellt werden, welche für eine Prozessregelung auf die Impedanz berücksichtigt werden muss. Explizit bedeutet dies, dass je nach Dickdarmgewebeeigenschaft sich der Impedanzverlauf bei gleicher Prozessführung (konstant 30W, 13,3s und 0,3N/mm$^2$) unterschiedlich in Bezug auf bestimmte Impedanzniveaus (an charakteristischen Prozesspunkten) zeigt. Die prinzipielle Impedanzcharakteristik ist immer gleich und beschreibt nach dem Start des Prozesses zunächst einen nichtlinearen Abfall bis zu einem Minimum und anschließendem Anstieg. Dieser Impedanzanstieg dauert bis zum Prozessende (nach 13,3s) an und weist meist zusätzlich kleinere Impedanzunregelmäßigkeiten (kleinere Impedanzeinbrüche, Impedanzoszillationen) auf. Schon in diesem frühen Prozessentwicklungsstadium ist die Thermografie zur Gewebetemperaturbeobachtung angewendet worden. Darin zeigt sich das Erreichen der Wassersiedetemperatur zum Zeitpunkt des Impedanzminimums und ein anschließendes Verbleiben auf diesem Temperaturniveau (ca. 90°C – 100°C) bis zum Prozessende. In einzelnen Fällen steigt jedoch die Temperatur gegen Ende des Prozesses deutlich, was sich in einer Gewebekarbonisation äußert. Der Fusionsprozess muss letztlich den Gewebewasseranteil möglichst schonend verdampfen und zum richtigen Zeitpunkt den Prozess beenden. Wird dieser Abschaltpunkt verpasst, bewirkt jeder weitere Energieeintrag Gewebeschädigungen. Damit eine Prozessregelung entsprechend funktionieren kann, muss in der Prozessanfangsphase bekannt sein, wie das Gewebe reagiert bzw. wie der

Impedanzverlauf sich im weiteren Prozess ausprägen wird. Nur so kann die Laserreglung mit der Impedanz als Feedbackgröße eine optimale Gewebefusion erzeugen. Nach dem ersten, nicht erfolgreichen Versuch die Gewebediskriminierung anhand der Startimpedanz vorzunehmen, zeigt die Berücksichtigung des Energieeintrags bis zum Impedanzminimum $Q_{min}$ und die Messung des anschließenden Impedanzanstiegs $a_{mess}$ im Zeitbereich von $t_{Zmin+1s}$ bis $t_{Zmin+1,5s}$ eine erfolgreiche Gewebecharakterisierung. Anhand beider Größen kann die im Gewebe vorhandene Wassermasse bestimmt und daraus der benötigte Energieeintrag $Q_{ges}$ zum Verdampfen dieser Wassermasse errechnet werden. Dieser Ansatz, den Prozess nach dem Verdampfen der berechneten Wassermenge abzuschalten, deckt sich auch mit den bisherigen Erkenntnissen aus der Gewebetemperaturbeurteilung, bei der eine gewebeschädigende Temperaturerhöhung (>100°C) nach dem kompletten Verdampfen des Gewebewassers festgestellt wurde. So entsteht eine durch zwei Phasen geprägte Prozesscharakteristik. Die erste Prozessphase arbeitet mit einem konstanten Leistungspegel von 34W und dauert so lange an, bis die Gewebecharakterisierung (Messung von $Q_{min}$ und $a_{mess}$) abgeschlossen ist. In der anschließenden zweiten Prozessphase wird auf eine Impedanzsteigungsregelung umgeschaltet, in der eine SOLL – Impedanzsteigung vorgegeben (abhängig von $a_{mess}$) und der Laserpegel so adaptiert wird, dass diese SOLL – Impedanzsteigung erreicht wird. Die implementierte Berechnung der SOLL – Impedanzsteigung sowie die Charakteristik der Regelung (P – Regler) erzeugt einen moderaten, aber stetigen Energieeintrag in das Gewebe, was sich in einem konstanten Temperaturverlauf bei ca. 90°C (ohne Siedeunterbrechungen des Gewebewassers) zeigt. Das in die Regelung implementierte Zusatzabschaltkriterium der Impedanzplateaudetektion garantiert eine Prozessbeendigung, wenn vor dem Erreichen des berechneten Energieeintrags $Q_{ges}$ die Impedanz in einem gewissen Toleranzbereich nicht der SOLL – Steigung folgt. In diesem Fall zeigt die Impedanz keine Reaktion mehr auf die Erwärmung bzw. auf den Energieeintrag und die Austreibung des Gewebewassers ist somit früher erreicht (keine Reaktivität des Gewebes in bezug auf dessen elektrische Leitfähigkeit). Die abschließende Versuchsreihe zeigt, dass durch die Anwendung dieser erarbeiteten Prozessregelung bei insgesamt 29 Fusionen (Dickdarmgewebe von vier verschieden Schweinen) eine gemittelte Schälfestigkeit von ca. 0,105±0,02N/mm erzielt werden konnte. Dies ist vergleichbar mit den Schälfestigkeitswerten von HF (ForceTriad™ und LigaSure Impact™) erzeugten Arterienversiegelungen. Trotzdem zeigt die Standardabweichung von

ca. 20%, dass auch Fusionen mit geringerer Festigkeit (aber auch mit höherer Festigkeit) erzeugt werden, obwohl prozesstechnisch keine Fehler aufgetreten sind. Auch mit diesem optimierten Prozess für die lasergestützte Dickdarmgewebefusion scheint der festigkeitsbeeinflussender Faktor „Gewebe“ maßgebend zu sein. In welchem Maße die hier erzielten Schälfestigkeiten auf Dickdarmberstdrücke übertragbar sind, kann nicht beurteilt werden. Zu dem muss angemerkt werden, dass für Dickdarmberstdrücke keine Richtwerte bezüglich einer zu erreichenden Mindestfestigkeit in der Literatur existieren.

Um die in der Literatur beschriebenen Vermutungen des tatsächlichen Fusionsmechanismus im Gewebe (siehe Einleitung Kapitel 1.4) mit in die Betrachtung des Gesamtprozesses aufzunehmen, wird im nächsten Kapitel durch Zugabe von Kollagen- und Elastinersatzmaterial der dadurch erzeugte Effekt auf die Fusionsfestigkeit geprüft. Dies könnte einen weiteren Aufschluss bezüglich der vorhandenen Festigkeitsstreuung geben.

# 4. Indizienversuche zur Festigkeitserhöhung der Gewebefusion durch Zugabe von Kollagenersatz sowie Elastinersatz

Die Ergebnisse aus der Prozessentwicklung zur lasergestützten Dickdarmgewebefusion zeigen, dass eine Festigkeitsstreuung stets vorhanden ist. Trotz des geregelten und entsprechend gestalteten Fusionsprozesses werden auch Verbindungen mit lediglich mittlerer aber auch mit sehr hoher Festigkeit erzeugt. Der Grund für solche Festigkeitsausreißer liegt möglicherweise nicht an der Prozessführung sondern am Gewebe selbst. Die Frage, wodurch das Gewebe sich auf mikroskopischer, biologischer bzw. biochemischer Ebene miteinander verbindet, ist bis dato noch nicht im Detail beantwortet. Es wird jedoch vermutet, dass die Inhaltsstoffe Kollagen und Elastin eine tragende Rolle bei der Verbindung einnehmen. Diese Meinung wird außer von dem Hersteller des ForceTriad™ Generators (Covidien, Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA) [84] auch von allen bisherigen Untersuchungen in diesem Bereich geteilt (siehe Einleitung Kapitel 1.4). Deswegen wird dieser Zusammenhang aufgegriffen und im Rahmen von Indizienversuchen geprüft. Die Hypothese ist, dass durch Zugabe von Kollagen oder Elastin in die Versiegelungsstelle sich die Verbindungsfestigkeit erhöht.

Als Zusatzstoff für Kollagen wird das resorbierbare Kollagen – Implantat Lyoplant® (B. Braun Melsungen AG) verwendet. Hierbei handelt es sich um ein medizinisch zugelassenes Implantatgewebe, welches zum Ersatz und zur Erweiterung von Bindegewebsstrukturen in der Neurochirurgie verwendet wird. Hergestellt wird Lyoplant® aus Rinderpericard, welches durch einen Gefriertrocknungsprozess komplett dehydriert wird. Durch diesen Prozess kann die lose Faserstruktur gewonnen werden (nahezu eine reine Kollagenstruktur) [85]. Nachfolgend ist das Lyoplant® in Abbildung 92 links in seinem trockenen Ausgangszustand abgebildet. Die Dicke des Kollagen – Ersatzgewebes variiert zwischen ca. 0,5mm und ca. 1,5mm und ähnelt optisch im Ausgangszustand Papier. Im Gegensatz zu Papier

weist das Lyoplant® eine sehr hohe Reißfestigkeit auf und kann nur mit einer Schere zugeschnitten werden. Durch das Einweichen der Probenstreifen in NaCl 0,9% Lösung wird das Gewebe transluzent und flexibel. Im rechten Foto von Abbildung 92 ist die Fusion von zwei Lyoplantstreifen gezeigt, wobei im vorderen Bereich des Gewebes die Fusionsstelle gut zuerkennen ist.

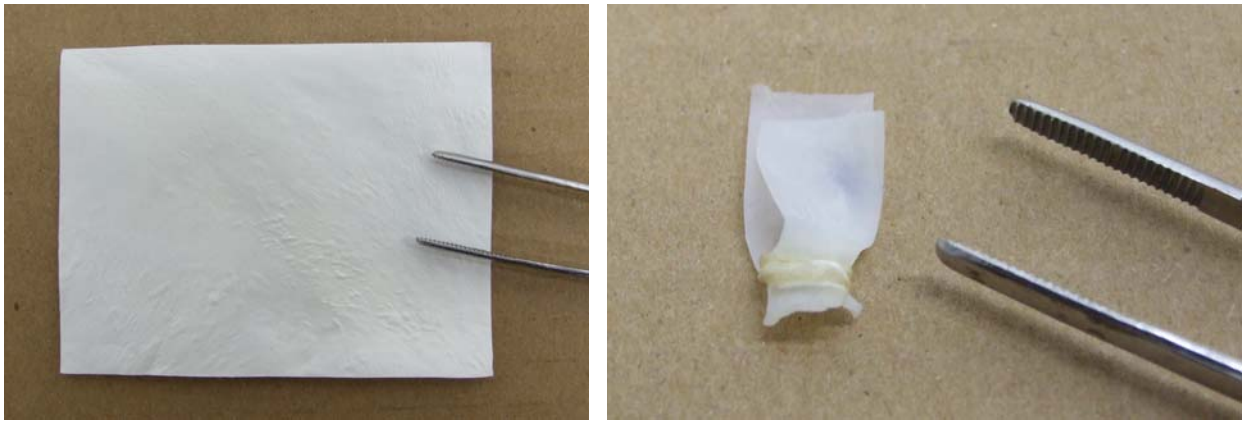

**Abbildung 92: links: Foto eines trockenen Lyoplant® Stücks aus dem für die Fusion entsprechend große Streifen geschnitten werden.**
**rechts: Foto einer fusionierten Probe aus zwei Lyoplantstreifen.**

Als Elastin – Fusionszusatz wird für diese Untersuchung das Gewebe des Rindernackenbandes (*bovine ligamentum nuchae*) verwendet. Dieses ist beim Rind im oberen Nackenbereich zu finden und ermöglicht dem Tier eine kräfteschonende Haltung bei der Nahrungsaufnahme (Aufnahme der Zugkräfte, die durch das Herabsenken des Kopfes erzeugt werden). Das Vorhandensein von elastischen Fasern im Rindernackenband wurde schon von Dettmer [12] mittels Elektronenmikroskopie nachgewiesen. Des Weiteren wird das *Ligamentum nuchae* ebenfalls für Untersuchungen mit elastischen Fasern von Kewley et al. [30] und Jones et al. [28] verwendet.

Für die Experimente wurde das Rindernackenband am Schlachttag frisch beim Metzger entnommen. Bei der direkt folgenden Präparation fallen die elastischen Eigenschaften unmittelbar auf. Das Schneiden des Probenstücks (siehe Abbildung 93 links) in dünne Streifen (ca. 1mm bis 1,5mm dick) erweist sich als schwer. Das Gewebe verhält sich sehr ähnlich zu Gummi und lässt nur bedingt einen genauen Schnitt zu. Trotz alledem können Probenstreifen herauspräpariert werden, die im Anschluss für Fusionen verwendet werden. Die Verbindung zweier Rindernackenbandstreifen zeigt die rechte Abbildung 93. Auf diesem

Foto sind die zwei Fusionsstellen, erzeugt durch das LigaSure Impact™ Instrument, deutlich erkennbar.

**Abbildung 93:** **links: Foto eines Teilstücks des Rindernackenbandes. Aus diesem Teilstück werden zwei gleichgroße Streifen (ca. 1mm bis 1,5mm dick) geschnitten, welche für die Fusion übereinander gelegt werden.**
**rechts: Foto einer fusionierten Rindernackenbandprobe. Es sind sehr gut die zwei Fusionsflächen der LigaSure Impact™ Zange zu sehen.**

Für die hier beschriebene Untersuchung werden die Gewebefusionen mit dem ForceTriad™ und dem LigaSure Impact™ Instrument, also mit dem HF – Gewebefusionsprozess durchgeführt. Mit diesem sehr reproduzierbaren Prozess zeigt die Schälfestigkeit ausschließlich den Einfluss des vorliegenden Gewebes (mit oder ohne Zusatzgewebe). Das Ziel besteht darin, durch den Zusatz von Kollagen (Lyoplant®) oder Elastin (Rindernackenband) herauszufinden, ob diese zwei Stoffe einen Einfluss auf die Festigkeit der Verbindung aufweisen und damit ein Indiz für unregelmäßig auftretende niedrige Schälfestigkeiten geben könnten. Für diesen Vergleich sind insgesamt sechs verschiedene Gewebefusionskombinationen definiert worden. So wird die HF – Fusion zweier Dickdarmproben, zweier Elastinprobenstreifen und zweier Lyoplantprobenstreifen untersucht. Des Weiteren werden Dickdarmproben mit einem Elastinzusatz (Rindernackenband) und einem Kollagenzusatz (Lyoplant®) miteinander verbunden. Dafür wird jeweils ein dünner Streifen (ca. 1mm bis 1,5mm Dicke) des Lyoplants bzw. des Rindernackenbands zwischen die Dickdarmstreifen gelegt und in der Instrumentenzange eingespannt. Als zusätzlicher Vergleich ist die Schälfestigkeit von Arterienversiegelungen mit aufgenommen. Diesbezüglich ist bekannt, dass der HF – Prozess unter Verwendung der LigaSure Impact™ Zange die Arterien mit mehr als ausreichender Festigkeit miteinander

fusioniert. Folglich zeigt die Schälfestigkeit der Arterienverbindung einen Festigkeitsbereich, welcher auch für Dickdarmfusionen als erstrebenswert gilt. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist nachfolgend in Abbildung 94 dargestellt. Darin ist jeweils der Mittelwert mit Standardabweichung der sechs Gewebekombinationen (Rubriken) aufgetragen. Die geringste Schälfestigkeit mit 0,04±0,016N/mm (n=7) zeigt die HF – Fusion ausschließlich mit Dickdarmgewebe. Im Vergleich dazu weisen die Fusionen von Rindernackenband (1,6±0,075N/mm, n=3) sowie die Fusionen von Lyoplantproben (0,6±0,16N/mm, n=9) außergewöhnlich hohe Schälfestigkeiten auf. Dieser Schälfestigkeitsbereich ist in den bisherigen Schälfestigkeitsprüfungen nicht einmal ansatzweise erreicht worden und zeigt damit den erheblichen Einfluss des Gewebeinhalts von Kollagen und Elastin. Dieser Einfluss bestätigt sich bei der Zugabe von Lyoplant® in die Dickdarmversiegelungsstelle (0,234±0,091N/mm). Im Vergleich zur Fusion mit Dickdarm ohne Zusatz erhöht sich die Schälfestigkeit um den Faktor 5,85 und damit etwa auf das Doppelte von der Arterienschälfestigkeit (0,111±0,037N/mm). Im Falle des Elastinzusatzes zum Dickdarmgewebe (0,109±0,032) erhöht sich die Schälfestigkeit um den Faktor 2,72 verglichen mit der Schälfestigkeit von Dickdarmfusionen und liegt damit im Bereich der Arterienversiegelungen. Die Ergebnisse zeigen einen eindeutigen Einfluss vom Kollagen- und Elastingehalt des Gewebes auf die Festigkeit der Verbindungsstelle und erklären damit die vorhandene Standardabweichung bzw. die Festigkeitsstreuung der lasergestützten Dickdarmfusionen. Wahrscheinlich variiert der Kollagen- und Elastingehalt im Dickdarm und ist damit verantwortlich für unterschiedliche Schälfestigkeitswerte. Die lasererzeugten Dickdarmfusionen zeigen im Vergleich einen Schälfestigkeitsmittelwert, welcher im Bereich der HF – erzeugten Dickdarm mit Elastin Zusatz Fusionen sowie der HF – erzeugten Arterien Fusionen liegen. Folglich erzeugt der lasergestützte Prozess festere Dickdarm-gewebefusionen als der HF – Fusionsprozess des ForceTriad™ Generators.

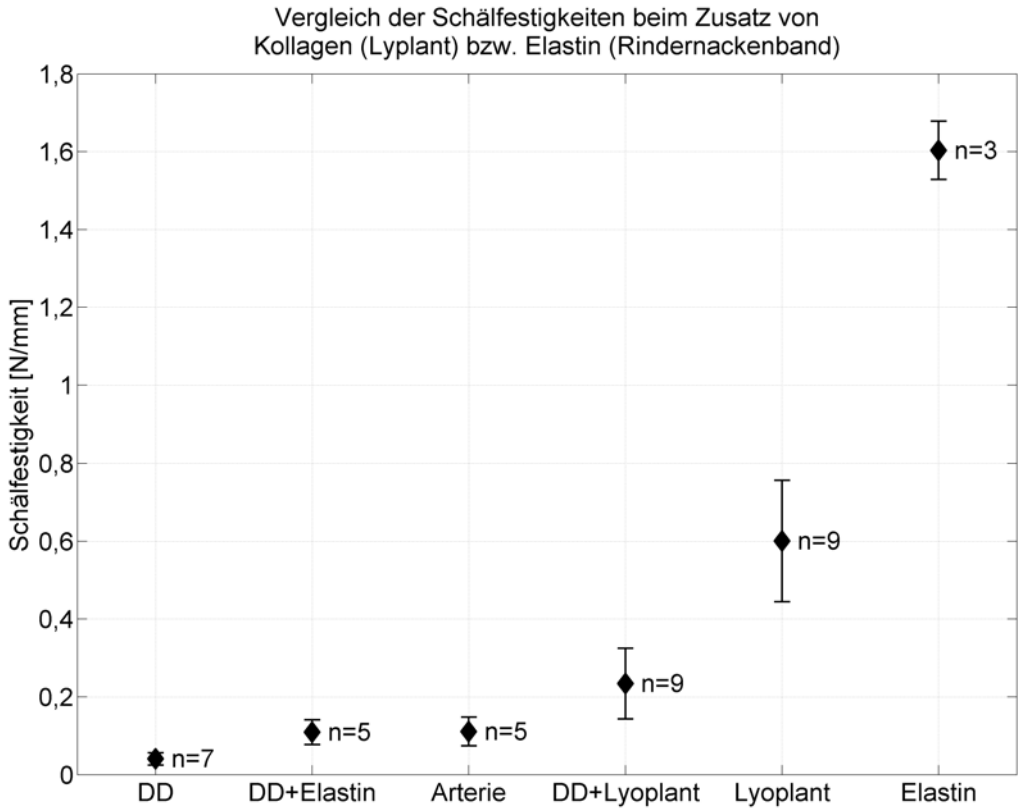


**Abbildung 94:** **Gemittelte Schälfestigkeiten für Fusionen verschiedener Gewebezusammensetzungen. Alle HF – Gewebefusionen sind mit dem LigaSure Impact™ Instrument erzeugt worden. Folgende Rubriken (von links nach rechts) sind aufgetragen: Dickdarm ohne Zusatz (DD, Rubrik 1), Dickdarm mit Zusatz Elastin (DD+Elastin, Rubrik 2), Arterie (Arterie, Rubrik 3), Dickdarm mit Zusatz Lyoplant® (DD+Lyoplant®, Rubrik 4), Lyoplant® (Lyoplant®, Rubrik 5) und Elastin (Elastin, Rubrik 6).**

# 5. Theoretische Betrachtung des lasergestützten Fusionsprozesses

In diesem Kapitel wird der lasergestützte Gewebefusionsprozess anhand eines Modells analysiert. Dabei werden der Energieeintrag sowie die elektrische Leitfähigkeit des Gewebes näher beleuchtet. Ziel ist es, mittels einer Prozessbeschreibung die gemessenen Daten im Versuch zu verstehen. Explizit soll die Frage beantwortet werden, ob sich die im Versuch benötigten Energieeinträge sowie die sich ergebenen Impedanzverläufe durch die Theorie bestätigen lassen. Für die Aufstellung eines theoretischen Prozessmodells wird ein Prozess mit konstanter Laserleistung (konstant 34W) zu Grunde gelegt.

Zum besseren Verständnis der Prozessthermodynamik sowie des elektrischen Gewebewiderstands, welche die Grundlage des Prozessmodells bilden, sind nachfolgend exemplarisch ein Impedanzverlauf sowie der dazugehörige Temperaturverlauf für einen Prozess mit konstanter Leistung von 34W dargestellt (siehe Abbildung 95). Der Prozess wird aufgeteilt in zwei Prozessphasen. Die erste Phase ist die Aufheizphase. Sie beschreibt die Zeitspanne vom Prozessstart bis zum Impedanzminimum. In dieser Phase wird das Gewebe auf 100°C erwärmt. Die Wassersiedetemperatur wird zum Zeitpunkt des Impedanzminimum erreicht. Darauf folgt die Verdampfungsphase. In dieser Phase bleibt das Gewebe konstant bei 100°C und Gewebewasser verdampft stetig bis zum Prozessende. Die Impedanz steigt in dieser Phase zunächst steil an, anschließend flacht der Verlauf zunehmend ab.

Das Prozessmodell betrachtet die Energie und die Impedanz für beide Prozessphasen zunächst getrennt. So ist es möglich, die einzelnen Prozessphasen für sich zu bewerten und zu interpretieren. Im Anschluss erfolgt die Zusammenfassung beider Prozessphasen zur Gesamtprozessbeurteilung.

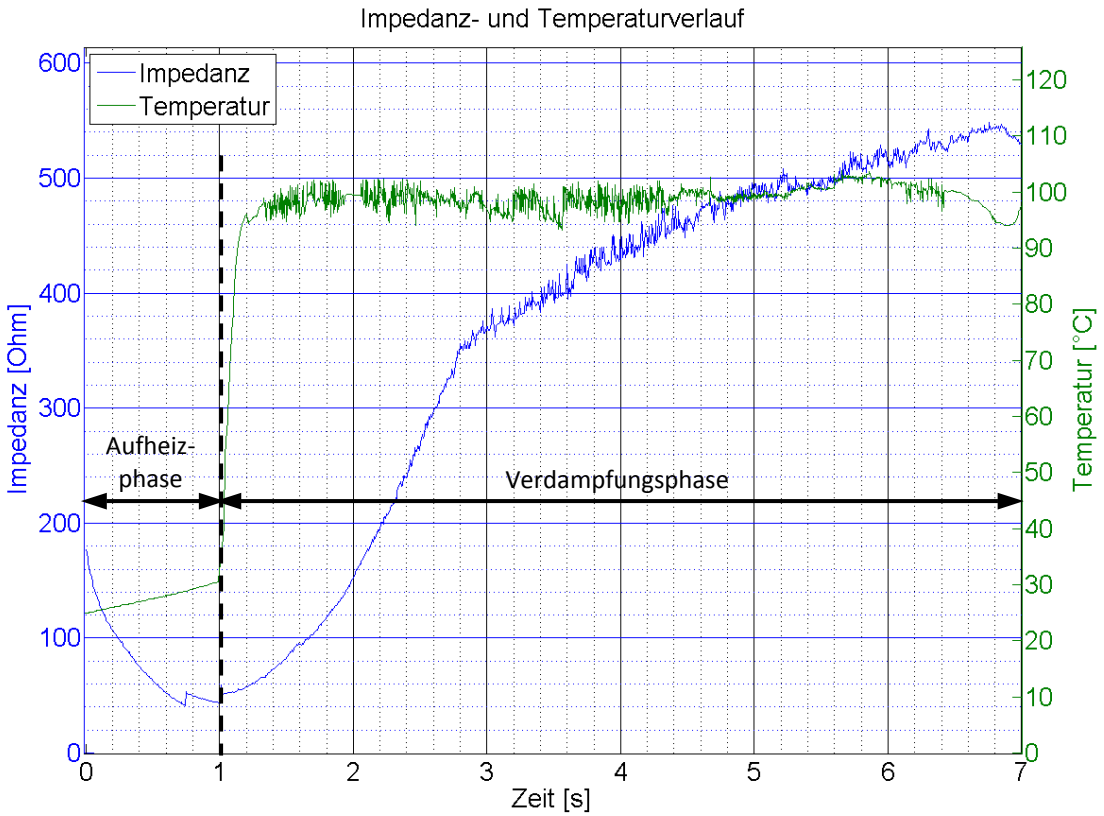


**Abbildung 95:** **Erklärung der Prozessphasen anhand eines exemplarischen Impedanz- und Temperaturverlaufs des lasergestützten Gewebefusionsprozesses. Die Aufheizphase beschreibt die Prozessanfangsphase, in der das Gewebe bis auf 100°C (Siedetemperatur von Wasser ) erwärmt wird. In dieser Phase sinkt die Impedanz bis auf ein Minimum ab. In der anschließenden Verdampfungsphase bleibt das Gewebe konstant auf 100°C, was eine stetige Wasserverdampfung bewirkt. Die Impedanz steigt in dieser Phase bis zum Prozessende an.**

## 5.1. Theoretische Betrachtung der Energiebilanz

Mittels der hier aufgestellten Energiebilanz soll der in den Versuchen ermittelte Bereich des Gesamtenergieeintrags durch die Theorie überprüft werden. Diesbezüglich hat sich im Versuch (siehe abschließende Versuchsreihe) für gute Fusionsfestigkeitswerte ein Bereich von ca. 150J bis 375J ergeben.

Für die Energiebilanz des Prozesses innerhalb der Systemgrenzen Gewebe – Glaselektroden setzt sich der benötigte Gesamtenergieeintrag aus dem für den Prozess notwendigen Energieaufwand und einen immer vorhandenen Energieverlust zusammen. Der notwendige Energieaufwand umfasst die Energie, welche das Gewebevolumen erwärmt und

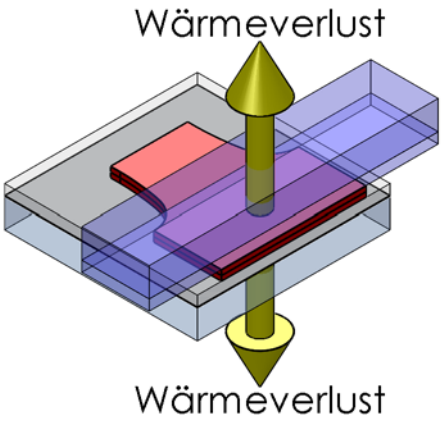


**Abbildung 96: Schematische Darstellung des Wärmeverlusts durch die Elektroden in die Umgebungsluft (siehe gelbe Pfeile).**

darauffolgend den darin enthaltenen Wasseranteil verdampfen lässt. Für die Energieverluste sind hauptsächlich die Wärmeleitung über die Elektroden zur Umwelt (Elektrodenerwärmung mit folgender Konvektion in die Umgebungsluft – siehe schematische Darstellung in Abbildung 96) sowie die in der Verdampfungsphase vorhandene Reduzierung der Anzahl von $H_2O$ Molekülen, die dem Laserlicht als Absorber dienen, verantwortlich. Beides, Energieaufwand und Energieverlust, wird für die anfängliche Aufheizphase sowie für die darauffolgende Verdampfungsphase errechnet. Für das Prozessmodell sind verschiedene Annahmen und Näherungen notwendig. Dazu gehört, dass für die Berechnung der Elektrodenerwärmung auch für die untere Elektrode die Geometrie der oberen Elektrode angenommen wird (30mmx7mmx4mm). Dies ermöglich die Einsparung einer separaten Berechnung für die untere Elektrodenerwärmung. Zur besseren Verdeutlichung der Geometrien ist nachfolgend in Abbildung 97 das System der Elektroden mit dem Gewebe in Vorder- und Seitenansicht gezeigt. Daraus ist neben den Abmessungen der oberen Elektrode ebenfalls die Laserspotgeometrie (15mm x 4mm) eingezeichnet, welche für die Energieverlustrechnung wichtig ist.

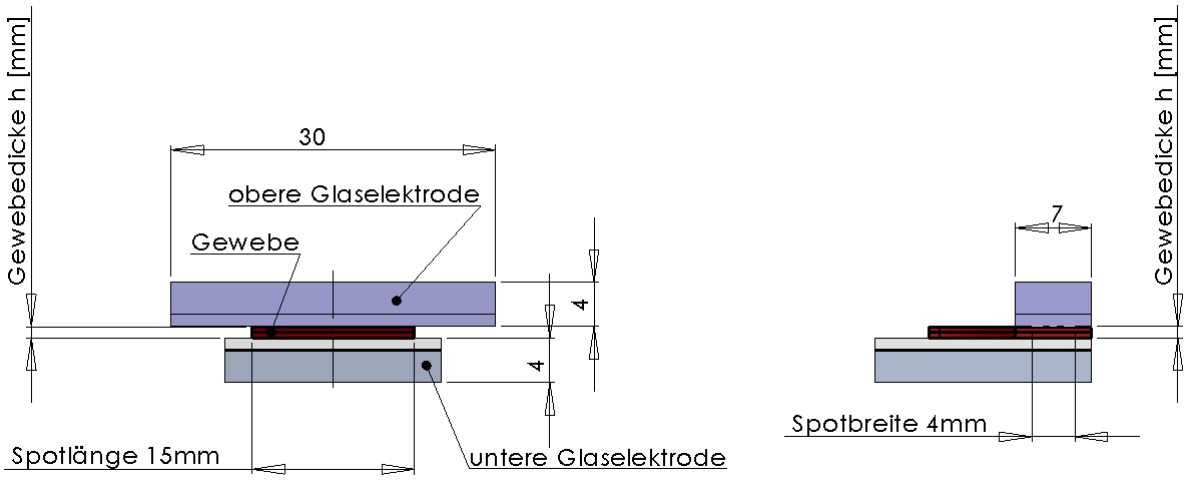


**Abbildung 97: Darstellung der Elektroden- und Gewebegeometrien. Im Prozessmodell wird die untere Elektrodengeometrie gleich der oberen Elektrode angenommen. Das zu erwärmende Gewebevolumen errechnet sich aus der Spotgeometrie und der Gewebedicke *h*.**

Als Gewebebreite wird die Spotbreite von 15mm angenommen. Diese variiert in der Realität natürlich, kann jedoch im Mittel auf diesen Wert gesetzt werden. Die Gewebedicke *h* stellt sich je nach Gewebewandstärke ein (bei konstanter Flächenpressung) und ergibt somit eine Variable für das Prozessmodell. Durch manuelle Stichprobenabstandsmessungen der beiden Elektroden kann hierfür ein Bereich von 0,2mm – 0,5mm definiert werden.

Als weitere Variable des Prozessmodells ist der Wassergehalt *w* des Dickdarmgewebes zu betrachten. Der Wassergehalt ist neben der Gewebedicke maßgebend für die Absorption des Laserlichts. Je geringer der Wassergehalt und die Gewebedicke ist, desto geringer ist die tatsächlich im Gewebe wirksame Leistung bzw. desto größer ist der Leistungsverlust. Bezüglich des Wassergehalts wird ein Bereich von 70% – 80% angenommen. Diese Annahme wird durch die Angabe von 74% – 82% aus der Literatur gestützt (siehe Kapitel 2.2.5). Dieser Wassergehalt $w_{Start}$ ist zum Start des Prozesses vorhanden und bleibt innerhalb der Aufheizphase konstant. Erst in der Verdampfungsphase reduziert sich der Wassergehalt aufgrund der Wasserverdampfung bis zu einem Minimum von 3,5% – 8%. Dieser Minimumbereich ergibt sich aus der Annahme, dass sich die im Gewebe enthaltene Wassermasse bis auf 5% – 10% ($w_{Ende}$=0,05 – 0,1) der Ausgangswassermasse verringert. Weitere Variablenbereiche werden für die zeitkritische Elektrodentemperatur definiert. Diesbezüglich wird sich der Thermografiedatenauswertungen bedient, welche zum Zeitpunkt des Prozessphasenwechsels nur eine geringe Erwärmung um ca. 5°C – 10°C zeigen ($T_{Wechsel}$=30°C – 35°C; die Startemperatur der Elektroden beträgt wie die des Gewebes 25°C). Größer ist die Elektrodenerwärmung in der folgenden Verdampfungsphase. Zum Prozessende zeigen die Elektroden einen Temperaturbereich von ca. 55°C – 70°C ($T_{Ende}$). Diese Erwärmung kann subjektiv durch das Berühren der Elektroden bestätigt werden. Es ist eine deutliche Erwärmung spürbar.

Durch die Elektrodenerwärmung wird ein konvektiver Wärmestrom in die Umgebungsluft erzeugt. Diesbezüglich wird eine Luftgrenzschichtdicke von 1mm definiert, welche den Temperaturgradienten von der Elektrodenoberfläche zur Umgebungsluft mit 25°C erzeugt. Für die Konvektionsverluste wird angenommen, dass keinerlei Fluidbewegungen vorhanden sind (Geschwindigkeit der Luft =0m/s).

Alle notwendigen Konstanten und Variablen zur Aufstellung des energetischen Prozessmodells sind nachfolgend in Tabelle 13 aufgelistet.

**Tabelle 13: Auflistung der Konstanten und Variablen zur Berechung der theoretischen Energiebilanz des lasergestützten Prozesses mit konstanter Laserleistung**

| Beschreibung | Symbol | Einheit | Wert |
|---|---|---|---|
| **Konstanten** | | | |
| Gewebebreite | $b_{Gewebe}$ | mm | 4 |
| Gewebelänge | $l_{Gewebe}$ | mm | 15 |
| Gewebedichte ([14] S. 138) | $\rho_{Gewebe}$ | mg/mm$^3$ | 1,044 |
| Temperaturerhöhung | $\Delta T$ | K | 75 |
| Spezifische Wärmekapazität Wasser ([8] S.477) | $c_W$ | J/(kg*K) | 4182 |
| Spezifische Wärmekapazität Weichgewebe ([14] S. 28) | $c_G$ | J/(kg*K) | 3900 |
| Verdampfungsenthalpie Wasser ([8] S.472) | $H$ | kJ/(kg) | 2257,5 |
| Glaselektrodendicke | $h_{Elektrode}$ | mm | 4,0 |
| Glaselektrodenlänge | $l_{Elektrode}$ | mm | 30 |
| Glaselektrodenbreite | $b_{Elektrode}$ | mm | 7 |
| Spezifische Wärmekapazität Glas ([8] S.476) | $c_{Glas}$ | J/(kg*K) | 815 |
| Dichte Elektrodenglas [83] | $\rho_{Glas}$ | mg/mm$^3$ | 2,5 |
| Optische Leistung des Lasers | $P_{Laser}$ | W | 34 |
| Absorptionskoeffizient Wasser bei 1470nm [20] | $\mu_a$ | 1/mm | 2,1 |
| Wärmeleitkoeffizient Luft bei 25°C ([8] S.327) | $\lambda_{Luft}$ | W/(m*K) | 0,026 |
| Grenzschichtdicke der Luft an den Elektroden | $t_{Luft}$ | mm | 1 |
| Lufttemperatur der Umgebung | $T_{Luft}$ | °C | 25 |
| Elektrodentemperatur zum Zeitpunkt des Prozessstarts | $T_{Start}$ | °C | 25 |
| **Variablen** | | | |
| Gewebedicke im gepresstem Zustand | $h_{Gewebe}$ | mm | 0,2-0,5 |
| Wassergehalt des Gewebes als Faktor zum Prozessstart (siehe Kap. 2.2.5) | $w_{Start}$ | | 0,7-0,8 |
| Wassergehalt des Gewebes als Faktor zum Prozessende | $w_{Ende}$ | | 0,1-0,05 |
| Elektrodentemperatur zum Zeitpunkt des Prozessphasenwechsels | $T_{Wechsel}$ | °C | 30-35 |
| Elektrodentemperatur zum Zeitpunkt des Prozessendes | $T_{Ende}$ | °C | 55-70 |

### 5.1.1. Gewebeaufheizphase

**Energieaufwand zur Erwärmung des Gewebes von 25°C auf 100°C**

Die Energie $Q_{Aufheiz}$ zum Erwärmen des Gewebes auf 100°C berechnet sich aus der Masse des trockenen Gewebeanteils $m_G$, der Wassermasse $m_W$, den dazugehörigen spezifischen Wärmekapazitäten $c_G$ und $c_W$ sowie dem Temperaturunterschied $\Delta T$.

$$Q_{Aufheiz} = (m_G \cdot c_G + m_W \cdot c_W) \cdot \Delta T \qquad \text{Gl.26}$$

Um die Massenanteile des Wassers $m_W$ sowie der trockenen Gewebemasse $m_G$ zu errechen, muss zunächst die Gesamtgewebemasse $m_{ges}$ berechnet werden, welche von der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ abhängig ist.

$$m_{ges}(h_{Gewebe}) = V_{Gewebe} \cdot \rho_{Gewebe} = b_{Gewebe} \cdot l_{Gewebe} \cdot h_{Gewebe} \cdot \rho_{Gewebe} \qquad \text{Gl.27}$$

Anschließend können mit dem variablen Gewebewassergehalt zum Prozessstart $w_{Start}$ aus der Gesamtgewebemasse $m_{ges}$ die jeweiligen Massenanteile $m_W$ und $m_G$ berechnet werden.

$$\begin{aligned} m_W(h_{Gewebe}, w_{Start}) &= m_{ges}(h_{Gewebe}) \cdot w_{Start} \\ m_G(h_{Gewebe}, w_{Start}) &= m_{ges}(h_{Gewebe}) - m_W(h_{Gewebe}, w_{Start}) \end{aligned} \qquad \text{Gl.28}$$

Die Energie $Q_{Aufheiz}$ ist somit von der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ und vom Wassergehalt zum Zeitpunkt des Prozessstarts $w_{Start}$ abhängig. Durch das Einsetzen des minimalen bzw. maximalen Wertes des jeweiligen Wertebereichs der Variablen $h_{Gewebe}$ und $w_{Start}$ ergibt sich ein Bereich für die Energie $Q_{Aufheiz}$.

$$Q_{Aufheiz}(h_{Gewebe}, w_{Start}) = (m_G(h_{Gewebe}, w_{Start}) \cdot c_G + m_W(h_{Gewebe}, w_{Start}) \cdot c_W) \cdot \Delta T \qquad \text{Gl.29}$$

**Energieverlust durch Reduzierung der Absorption des Laserlichts im Gewebe**

Die Berechnung des Energieverlusts $Q_{Verlust\ Leistung}$ aufgrund der nicht 100%igen Laserlichtabsorption im Gewebe ist abhängig von der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ sowie von dem Wassergehalt zum Zeitpunkt des Prozessstarts $w_{Start}$ im Gewebe. Hierzu wird zunächst die

Laserleistung, welche durch das Gewebe transmittiert (keine Berücksichtigung der Streueffekte im Gewebe) und somit nicht zur Gewebeerwärmung beiträgt, nach Lambert – Beer ([43] S.15) berechnet. Durch das Verspiegeln der unteren Elektrode erhöht sich die wirksame Gesamtgewebedicke $h_{Gewebe}$ um den Faktor 2.

$$P_{Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) = P_{Laser} \cdot e^{\left(-2 \cdot h_{Gewebe} \cdot \mu_a \cdot w_{Start}\right)} \qquad \text{Gl.30}$$

Mit Subtraktion der Verlustleistung $P_{Verlust}$ von der Laserleistung $P_{Laser}$ erhält man die tatsächlich im Gewebe wirksame Leistung. Über den Ansatz, die Zeitspannen zu errechen, welche für die Applizierung von $Q_{Aufheiz}$ mit den zwei verschiedenen Leistungsniveaus ($P_{Laser}$ und $P_{Laser}$-$P_{Verlust}$) nötig wären, errechnet sich folgender Ausdruck für die Verlustenergie $Q_{Verlust\ Laser}$.

$$Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Starst}\right) = \left(\frac{P_{Laser}}{\left(P_{Laser} - P_{Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Starst}\right)\right)} - 1\right) \cdot Q_{Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Starst}\right) \qquad \text{Gl.31}$$

Aufgrund der Abhängigkeit von $h_{Gewebe}$ und $w_{Start}$ ergibt sich ebenfalls ein Wertebereich für $Q_{Verlust\ Laser}$.

**Energieverlust durch Erwärmung der Glaselektroden**

Ein weiterer Energieverlust entsteht durch die Erwärmung der Elektroden durch Wärmeleitung vom Gewebe in die Elektroden. Dieser Energieverlust $Q_{Verlust\ Elektrode}$ ist abhängig von der Zieltemperatur $T_{Wechsel}$ zum Zeitpunkt des Wechsels der Prozessphasen (Wechsel von der Aufheizphase zur Verdampfungsphase). Da für die Zieltemperatur $T_{Wechsel}$ auf Basis der Prozessthermografie ein Bereich von 30°C bis 35°C gemessen wurde, ergibt sich für den Energieverlust $Q_{Verlust\ Elektrode}$ ebenfalls ein Wertebereich. Aufgrund der Wärmeleitung in die obere und untere Elektrode wird der Verlust verdoppelt. Zur Vereinfachung wird für die Berechnung eine homogene Erwärmung des Elektrodenvolumens angenommen.

$$Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}\right) = 2 \cdot \left(m_{Elektrode} \cdot c_{Glas}\right) \cdot \left(T_{Wechsel} - T_{Start}\right) \qquad \text{Gl.32}$$

mit $$m_{Elektrode} = l_{Elektrode} \cdot b_{Elektrode} \cdot h_{Elektrode} \cdot \rho_{Glas} \qquad \text{Gl.33}$$

**Energieverlust durch Konvektion von den Elektroden zur umgebenden Luft**

Der Wärmestrom $\Phi_{Konvektion}$ ist bedingt durch die Konvektion von der äußeren Elektrodenfläche $A_{Elektrode}$ in die angrenzende Luftschicht mit der Dicke $t_{Luft}$. Abhängig ist der Wärmestrom von der Elektrodentemperatur und der Umgebungslufttemperatur $T_{Luft}$. Da sich der Temperaturgradient von der Elektrode zur Umgebungsluft mit der Zeit ändert, wird für eine Näherung als Elektrodentemperatur der Mittelwert aus der Startemperatur $T_{Start}$ und der Temperatur zum Zeitpunkt des Prozessphasenwechsels $T_{Wechsel}$ verwendet. Für die Konvektion wird das Fluid Luft in Ruhe angenommen (keine Strömungsgeschwindigkeit).

$$\Phi_{Konvektion}\left(T_{Wechsel}\right) = \frac{\lambda_{Luft}}{t_{Luft}} \cdot A_{Elektrode} \cdot \left( \frac{T_{Wechsel} + T_{Start}}{2} - T_{Luft} \right) \qquad \text{Gl.34}$$

mit $$A_{Elektrode} = l_{Elektrode} \cdot b_{Elektrode} + 2 \cdot \left(l_{Elektrode} \cdot h_{Elektrode}\right) + 2 \cdot \left(b_{Elektrode} \cdot h_{Elektrode}\right) \qquad \text{Gl.35}$$

Damit aus dem Wärmestrom $\Phi_{Konvektion}$ (Einheit W) der erzeugte Wärmeverlust $Q_{Konvektion}$ berechnet werden kann, muss der Wärmestrom mit der vorläufigen Aufheizphasendauer $t'_{Aufheiz}$ multipliziert werden. Diese Zeit $t'_{Aufheiz}$ berechnet sich aus der Summe des bisher errechneten Energieaufwand $Q_{Aufheiz}$ sowie den Energieverlusten $Q_{Verlust\ Laser}$ und $Q_{Verlust\ Elektrode}$ dividiert mit der Bestrahlungsleistung $P_{Laser}$.

$$Q_{Verlust\ Konvektion}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) = \Phi_{Konvektion}\left(T_{Wechsel}\right) \cdot t'_{Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) \qquad \text{Gl.36}$$

mit

$$t'_{Aufheiz}(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}) = \frac{Q_{Aufheiz}(h_{Gewebe}, w_{Start}) + Q_{Verlust\ Laser}(h_{Gewebe}, w_{Start})}{P_{Laser}} + \frac{Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}\right)}{P_{Laser}} \qquad \text{Gl.37}$$

**Gesamtenergie- und Gesamtzeitbetrachtung der Aufheizphase**

Für die Energiebilanz der Aufheizphase müssen neben dem Energieaufwand $Q_{Aufheiz}$ alle Verluste kompensiert werden, was eine Summenbildung aller berechneten Energieeinträge in dieser Prozessphase zur Folge hat. Der notwendige Gesamtenergieeintrag $Q_{ges\ Aufheiz}$ ist abhängig von den Variablen $h_{Gewebe}$, $w_{Start}$ und $T_{Wechsel}$. Für die Berechnung des minimalen

sowie maximalen Gesamtenergieeintrags $Q_{ges\ Aufheiz\ min}$ bzw. $Q_{ges\ Aufheiz\ max}$ werden jeweils die unteren bzw. oberen Grenzen des Wertebereichs der jeweiligen Variablen (siehe Tabelle 13) eingesetzt.

$$Q_{ges\ Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) = Q_{Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) + Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) + Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}\right) + Q_{Verlust\ Konvektion}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) \quad \text{Gl.38}$$

Der Gesamtenergieverlust in der Aufheizphase ist die Summe aus allen Energieverlusten dieser Prozessphase.

$$Q_{Verlust\ Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) = Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) + Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}\right) + Q_{Verlust\ Konvektion}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) \quad \text{Gl.39}$$

Die Berechnung der Dauer der Aufheizphase $t_{Aufheiz}$ erfolgt durch den Quotienten aus dem Gesamtenenergieaufwand $Q_{ges\ Aufheiz}$ und der Leistung des Lasers $P_{Laser}$. Analog zur Berechnung des Gesamtenenergieaufwands $Q_{ges\ Aufheiz}$ ergibt sich auch bei der Berechnung der Aufheizphasendauer durch die Verwendung der minimalen bzw. maximalen Werte der Variablen eine minimale und maximale Aufheizphasendauer $t_{Aufheiz}$.

$$t_{Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) = \frac{Q_{ges\ Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right)}{P_{Laser}} \quad \text{Gl.40}$$

### 5.1.2. Gewebewasserverdampfungsphase

In der Verdampfungsphase des Prozesses liegt die Gewebetemperatur konstant bei ca. 100°C.

**Energieaufwand zum Verdampfen des Gewebewasseranteils**

In der Berechnung des Energieaufwands zur Verdampfung der Gewebewassermasse $Q_{Verdampfen}$ wird die Gewebewassermasse $m_W$ mit der Verdampfungsenthalpie $H$ von Wasser

multipliziert. Dieser Energieaufwand ist abhängig von der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ und dem anfänglichen Gewebewassergehalt $w_{Start}$.

$$Q_{Verdampfen}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) = H \cdot m_W\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) \qquad \text{Gl.41}$$

**Energieverlust durch Reduzierung der Absorption des Laserlichts im Gewebe**

Die Berechnung des Energieverlusts $Q_{Verlust\ Laser}$ in der Verdampfungsphase ist abhängig von der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ sowie vom Wassergehalt des Gewebes, welcher sich durch das Verdampfen der Wassermasse mit zunehmender Dauer der Verdampfungsphase verringert. Der Verlauf dieses Energieverlusts in dieser Prozessphase wird als lineare Abnahme von $w_{Start}$ auf $w_{Ende}$ angenommen. Für die nummerische Berechnung wird der Energieaufwand $Q_{Verdampfen}$ in $n$ Einzelenergien unterteilt. Für jeden Energieteil $Q_{Verdampfen}/n$ wird abhängig vom jeweiligen Wassergehalt $w(i)$ ($i=1:n$ ist die Berechnungslaufvariable) eine einzelne Verlustleistung sowie Verlustenergie errechnet. Die Summe aus allen Einzelverlustenergien ergibt die Gesamtverlustenergie durch die Leistungsminimierung in dieser Prozessphase.

$$w\left(w_{Start}, w_{Ende}, i\right) = w_{Start} - i \cdot \left(\frac{w_{Start} - w_{Ende}}{n}\right) \qquad \text{Gl.42}$$

Durch das Verspiegeln der unteren Elektrode erhöht sich die wirksame Gesamtgewebedicke $h_{Gewebe}$ um den Faktor 2.

$$P_{Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, n\right) = P_{Laser} \cdot e^{\left(-2 \cdot h_{Gewebe} \cdot \mu_a \cdot w\left(w_{Start}, w_{Ende}, i\right)\right)} \qquad \text{Gl.43}$$

Mit Subtraktion der jeweiligen Einzelverlustleistungen $P_{Verlust}(i)$ von der Laserleistung $P_{Laser}$ erhält man die tatsächlich im Gewebe wirksame Leistung für jeden Einzelschritt $n$. Über den Ansatz, die Zeitspannen zu errechen, welche für die Applizierung von $Q_{Verdampfen}(i)$ mit den zwei verschiedenen Leistungsniveaus ($P_{Laser}$ und $P_{Laser}$-$P_{Verlust}(i)$) nötig wären, erreicht man schlussendlich folgenden mathematischen Ausdruck zur Berechnung der Einzelverlustenergien $Q_{Verlust\ Laser}(i)$.

$$Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, i\right) = \left(\frac{P_{Laser}}{\left(P_{Laser} - P_{Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, i\right)\right)} - 1\right) \cdot \frac{Q_{Verdampfen}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right)}{n} \quad \text{Gl.44}$$

Mit der Bildung der Summe aus allen Einzelverlustenergien $Q_{Verlust\ Laser(i)}$ erhält man die Gesamtverlustenergie $Q_{Verlust\ Laser}$, welche durch den Wasserverlust in der Verdampfungsphase erzeugt wird.

$$Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}\right) = \sum_{i=1}^{n} Q_{Verlust\ Laser}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, i\right) \quad \text{Gl.45}$$

Aufgrund der Abhängigkeit von $h_{Gewebe}$, $w_{Start}$ und $w_{Ende}$ ergibt sich ebenfalls ein Wertebereich für $Q_{Verlust\ Laser}$.

**Energieverlust durch Erwärmung der Glaselektroden**

Auch in der Verdampfungsphase ist ein Energieverlust durch die weitere Erwärmung der Elektroden durch Wärmeleitung vom Gewebe in die Elektroden vorhanden. Dieser Energieverlust $Q_{Verlust\ Elektrode}$ ist abhängig von der Temperatur zum Zeitpunkt des Wechsels der Prozessphasen $T_{Wechsel}$ sowie der Temperatur zum Zeitpunkt des Prozessendes $T_{Ende}$. Für beide Temperaturvariablen ist auf Basis der Thermografie ein Wertebereich festgelegt worden. Daraus folgt, dass sich für den Energieverlust $Q_{Verlust\ Elektrode}$ ebenfalls ein Wertebereich ergibt. Da zwei Elektroden zu berücksichtigen sind, wird der Verlust verdoppelt (Faktor 2). Zur Vereinfachung wird für die Berechnung eine homogene Erwärmung des Elektrodenvolumens angenommen.

$$Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) = 2 \cdot \left(m_{Elektrode} \cdot c_{Glas}\right) \cdot \left(T_{Ende} - T_{Wechsel}\right) \quad \text{Gl.46}$$

mit $m_{Elektrode}$ aus Gl.33

**Energieverlust durch Konvektion von den Elektroden zur umgebenden Luft**

Der Wärmestrom $\Phi_{Konvektion}$ ist bedingt durch die Konvektion von der äußeren Elektrodenfläche $A_{Elektrode}$ (Berechnung sie Gl.35) in die angrenzende Luftschicht mit der

Dicke $t_{Luft}$. Da sich der Temperaturgradient von der Elektrode zur Umgebungsluft mit der Zeit ändert, wird für eine Näherung als Elektrodentemperatur der Mittelwert aus der Temperatur zum Zeitpunkt des Prozessphasenwechsels $T_{Wechsel}$ und der Temperatur zum Zeitpunkt des Prozessendes $T_{Ende}$ verwendet. Für die Konvektion wird das Fluid Luft in Ruhe angenommen (keine Strömungsgeschwindigkeit).

$$\Phi_{Konvektion}\left(T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) = \frac{\lambda_{Luft}}{t_{Luft}} \cdot A_{Elektrode} \cdot \left( \frac{T_{Ende} + T_{Wechsel}}{2} - T_{Luft} \right) \qquad \text{Gl.47}$$

mit $A_{Elektrode}$ aus Gl.35

Damit jedoch aus dem Wärmestrom $\Phi_{Konvektion}$ (Einheit W) der erzeugte Wärmeverlust $Q_{Konvektion}$ berechnet werden kann, muss der Wärmestrom mit der vorläufigen Verdampfungsphasendauer $t'_{Verdampfen}$ multipliziert werden. Diese Zeit $t'_{Verdampfen}$ berechnet sich aus der Summe des bisher errechneten Energieaufwands $Q_{Verdampfen}$ sowie den Energieverlusten $Q_{Verlust\ Laser}$ und $Q_{Verlust\ Elektrode}$ dividiert mit der Bestrahlungsleistung $P_{Laser}$.

$$\begin{aligned} Q_{Verlust\ Konvektion}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) &= \Phi_{Konvektion}\left(T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) \\ &\cdot t'_{Verdampfen}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) \end{aligned} \qquad \text{Gl.48}$$

mit

$$\begin{aligned} t'_{Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) &= \frac{Q_{Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start})}{P_{Laser}} \\ &+ \frac{Q_{Verlust\ Laser}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende})}{P_{Laser}} + \frac{Q_{Verlust\ Elektrode}\left(T_{Wechsel}, T_{Ende}\right)}{P_{Laser}} \end{aligned} \qquad \text{Gl.49}$$

**Gesamtenergie- und Gesamtzeitbetrachtung der Verdampfungsphase**

Für die Energiebilanz der Verdampfungsphase müssen neben dem Energieaufwand $Q_{Verdampfen}$ alle Verluste kompensiert werden, was eine Summenbildung aller berechneten Energieeinträge in dieser Prozessphase zur Folge hat. Der notwendige Gesamtenergieeintrag $Q_{ges\ Verdampfen}$ ist abhängig von den Variablen $h_{Gewebe}$, $w_{Start}$, $T_{Wechsel}$ und $T_{Ende}$ Für die Berechnung des minimalen sowie maximalen Gesamtenergieeintrags $Q_{ges\ Verdampfen\ min}$ bzw.

$Q_{ges\ Verdampfen\ max}$ werden jeweils die unteren bzw. oberen Grenzen des Wertebereichs der jeweiligen Variablen (siehe Tabelle 13) eingesetzt.

$$\begin{aligned} Q_{ges\ Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) = {} & Q_{Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}) \\ & + Q_{Verlust\ Laser}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}) + Q_{Verlust\ Elektrode}(T_{Wechsel}, T_{Ende}) \\ & + Q_{Verlust\ Konvektion}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) \end{aligned} \quad \text{Gl.50}$$

Der Gesamtenergieverlust in der Verdampfungsphase ist die Summe aus allen Energieverlusten dieser Prozessphase.

$$\begin{aligned} Q_{Verlust\ Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) = {} & +Q_{Verlust\ Laser}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}) \\ & + Q_{Verlust\ Elektrode}(T_{Wechsel}, T_{Ende}) + Q_{Verlust\ Konvektion}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) \end{aligned} \quad \text{Gl.51}$$

Die Berechnung der Dauer der Aufheizphase $t_{Verdampfen}$ erfolgt durch den Quotienten aus dem Gesamtenenergieaufwand $Q_{ges\ Verdampfen}$ und der Leistung des Lasers $P_{Laser}$. Analog zur Berechnung des Gesamtenenergieaufwand $Q_{ges\ Verdampfen}$ ergibt sich auch bei der Berechnung der Aufheizphasendauer durch die Verwendung der minimalen bzw. maximalen Werte der Variablen eine minimale und maximale Aufheizphasendauer $t_{Verdampfen}$.

$$t_{Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}) = \frac{Q_{ges\ Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende})}{P_{Laser}} \quad \text{Gl.52}$$

### 5.1.3. Energiebilanz des Gesamtprozesses

Der Gesamtenergieaufwand $Q_{ges\ Aufwand}$ für das Gewebe ohne Verluste ist die Summe der Energieaufwendungen der zwei Prozessphasen ($Q_{Aufheiz}$ und $Q_{Verdampfen}$).

$$Q_{ges\ Aufwand}(h_{Gewebe}, w_{Start}) = Q_{Aufheiz}(h_{Gewebe}, w_{Start}) + Q_{Verdampfen}(h_{Gewebe}, w_{Start}) \quad \text{Gl.53}$$

Der Gesamtenergieverlust $Q_{ges\ Verlust}$ ist die Summe der Energieverluste beider Prozessphasen ($Q_{Verlust\ Aufheiz}$ und $Q_{Verlust\ Verdampfen}$).

$$Q_{ges\ Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) = Q_{Verlust\ Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, T_{Wechsel}\right) + Q_{Verlust\ Aufheiz}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) \quad \text{Gl.54}$$

Die Gesamtenergie, welche in den Prozess eingebracht werden muss, berechnet sich aus der Summe des Gesamtenergieaufwands $Q_{ges\ Aufwand}$ und des Gesamtenergieverlusts $Q_{ges\ Verlust}$.

$$Q_{ges}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) = Q_{ges\ Aufwand}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}\right) + Q_{ges\ Verlust}\left(h_{Gewebe}, w_{Start}, w_{Ende}, T_{Wechsel}, T_{Ende}\right) \quad \text{Gl.55}$$

Durch das Einsetzen der minimalen und maximalen Werte des jeweiligen Variablenwertebereichs ergibt sich für jede Energieberechnung ebenfalls ein minimaler und maximaler Wertebereich. Der jeweilige untere Werte bzw. die Minimalgrenze der errechneten Energieeinträge bezieht sich auf ein dünnes Gewebe (geringer Wert für $h_{Gewebe}$ mit entsprechend geringer Gewebemasse) mit einem geringen Wassergehalt (geringer Wert für $w_{Start}$) was zu einer geringeren Elektrodenerwärmung (geringer Wert für $T_{Wechsel}$ und $T_{Ende}$) sowie geringeren Konvektion (geringer Wert für $T_{Wechsel}$ und $T_{Ende}$) führt. Die Auswertung der berechneten Energien bzw. Energiesummen sowie der sich in den Versuchen ergebene Energiebereich sind in Abbildung 98 gezeigt. Die jeweiligen Energiebereiche sind als Balken dargestellt. Das Balkendiagramm ist unterteilt in drei Rubriken. Diese markieren die Aufheizphase, die Verdampfungsphase und den Gesamtprozess (Summe aus beiden Prozessphasen). Für alle drei Rubriken sind jeweils der berechnete Energieaufwand für das Gewebe, der berechnete Energieverlust, die Summe aus beidem sowie der Gesamtenergiebereich, der sich aus den Versuchen ergibt, dargestellt. Für die Vergleichswerte aus den durchgeführten Gewebefusionen wurde auf die finale Versuchsreihe mit dem geregelten Prozess zurückgegriffen (siehe Kapitel 3.2.6). Der berechnete Energieeintrag zum Erwärmen des Gewebes und zur anschließenden Verdampfung des Gewebewasseranteils (schwarze Balken in der Rubrik Gesamtprozess) liegt im Bereich von ca. 24J – 67J. Davon wird jedoch lediglich ca. 1/6 für die Gewebeerwärmung auf 100°C gebraucht (siehe Rubrik Aufheizphase). Die restlichen 5/6 werden für die Wasserverdampfung aufgewendet (siehe Rubrik Verdampfungsphase). Die in dem hier berechneten Prozessmodell betrachteten Energieverluste (Summe aller Verluste –

dunkelgraue Balken) liegen im Vergleich zum notwendigen Energieaufwand um ein Vielfaches höher.

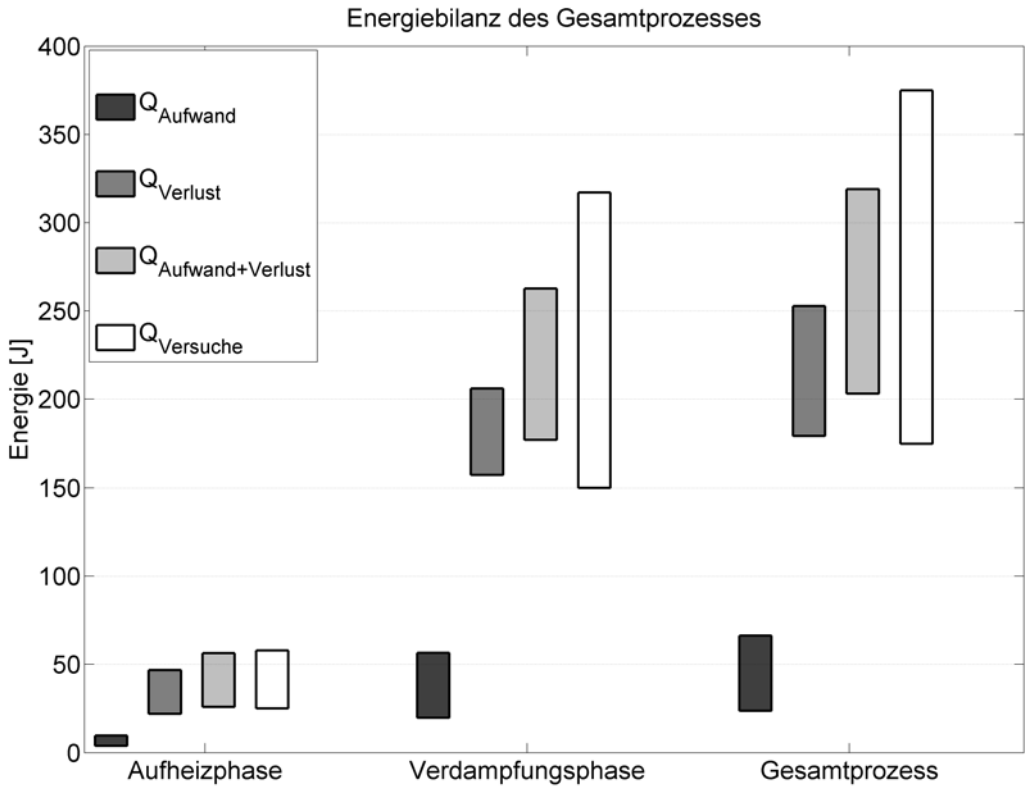


**Abbildung 98: Darstellung der Bereiche der berechneten Energieaufwendungen sowie der Energieverluste (Summe) für beide Prozessphasen als auch für den Gesamtprozess. Zum Vergleich sind zusätzlich die im Versuch benötigten Gesamtenergien (Summe vom Aufwand und der Verluste) aufgetragen.**

Insgesamt ist im Gesamtprozess ein Energieverlust von ca. 179J – 253J vorhanden. Ein Großteil der Verluste (ca. 157J – 206J) wird in der Verdampfungsphase erzeugt. Dieser hohe Energieverlust im Prozess muss kompensiert werden und führt zu einem hohen Gesamtenergieaufwand ($Q_{Aufwand+Verluste}$) von ca. 203J – 319J (hellgrauer Balken – Rubrik Gesamtprozess). Im Vergleich liegt der berechnete Gesamtenergiebereich $Q_{Aufwand+Verluste}$ innerhalb des Energiebereichs von ca. 175J – 375J (weißer Balken – Rubrik Gesamtprozess), welcher aus den Gewebefusionsprozessen der finalen Versuchsreihe (siehe Abbildung 88 links) stammt. In der Aufheizphase ist zwischen dem berechneten (ca. 26J – 57J) und dem im Versuch gebrauchten (ca. 25J – 58J) Energiebereich kein Unterschied zu erkennen.

Es wird deutlich, dass ein Großteil des Energieeintrags in den Prozess zur Kompensation der Energieverluste aufgewandt werden muss. Nachfolgend ist die Zusammensetzung der Verluste in Abbildung 99 gezeigt.

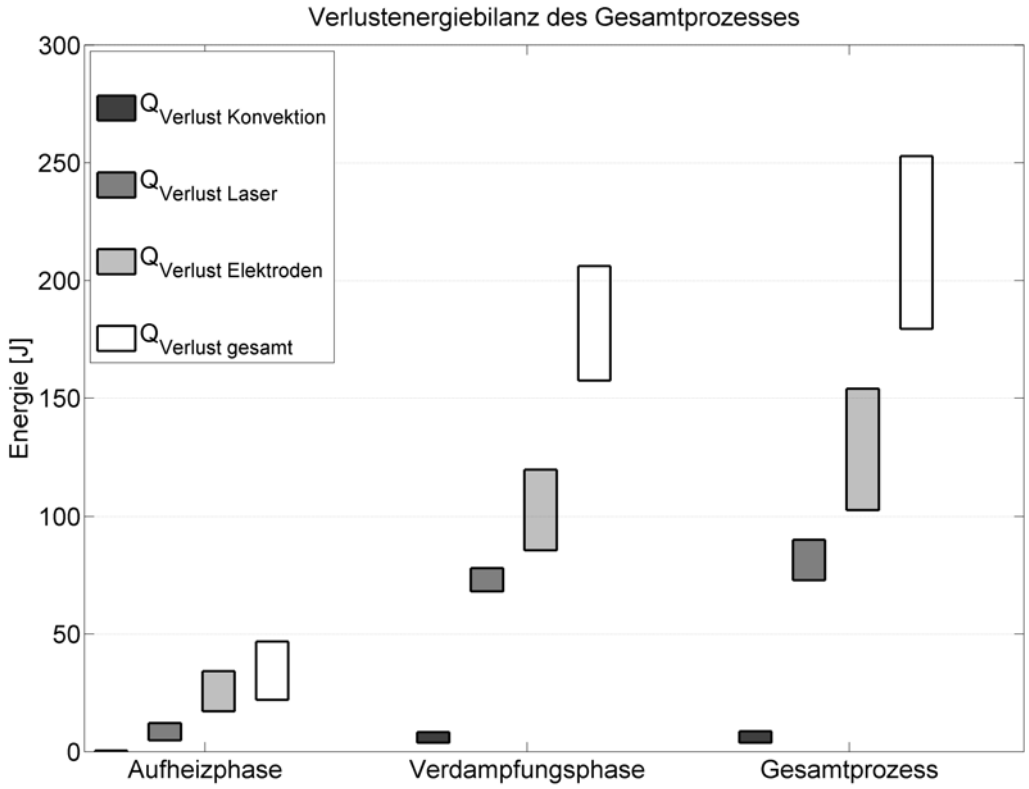


**Abbildung 99: Darstellung der Bereiche der einzelnen Energieverluste sowie der Summe aus diesen für beide Prozessphase als auch für den Gesamtprozess.**

Darin ist deutlich zu erkennen, dass der Energieverlust durch das Erwärmen der Elektroden $Q_{Verlust\ Elektroden}$ (hellgraue Balken) sowie der Energieverlust durch die Reduzierung der tatsächlich im Gewebe wirksamen Laserleistung $Q_{Verlust\ Laser}$ (dunkelgraue Balken) den Gesamtenergieverlust $Q_{Verlust\ gesamt}$ (weißer Balken) bestimmen. Der Energieverlust durch die Konvektion in die umgebene Luft $Q_{Verlust\ Konvektion}$ (schwarzer Balken) ist gering. Bezüglich der Energieverluste durch die Leistungsreduzierung infolge des Gewebewasserverlusts $Q_{Verlust\ Laser}$ kann festgestellt werden, dass der Bereich zwischen minimalem und maximalem Wert relativ klein ist. Dies zeigt, dass ein „dünnes“ Gewebe mit einem geringen Wassergehalt ähnlich hohe Energieverluste wie ein „dickeres“ Gewebe mit einem hohen Wassergehalt erzeugt. Begründet ist dies durch die Proportionalität der jeweiligen Laserleistungsabsorption und dem dazu entsprechenden Energieaufwand zur Gewebeerwärmung sowie Wasserverdampfung. Im Falle des dünnen Gewebes mit geringem Wassergehalt ist die Absorption des Lichts gering; es muss jedoch nur eine geringe Energie

zur Gewebeerwärmung bzw. Wasserverdampfung aufgebracht werden. Am Beispiel eines dickeren Gewebes mit einem hohen Wasseranteil verhält sich dieser Sachverhalt umgekehrt.

**Interpretation der Ergebnisse**

Der Vergleich zwischen den berechneten Energien und denen, die im Versuch gebraucht wurden, zeigt, dass die theoretische Betrachtung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses sehr gut die Realität widerspiegelt. Interessant ist der hohe Anteil der Energieverluste, die im Prozess kompensiert werden müssen. Insgesamt muss ca. 79% – 88% mehr Energie aufgebracht werden, als allein für die Gewebeerwärmung und Wasserverdampfung notwendig wäre. Innerhalb dieses Gesamtenergieverlusts sind die Elektrodenerwärmung und der Verlust durch nicht vollständig absorbierte Laserleistung als die Hauptgründe zu nennen. Der Wärmeverlust durch die Konvektion während des Prozesses ist gering.

Dass der Energiewertebereich der Versuche für den Gesamtprozess (weißer Balken in der Rubrik Gesamtprozess – Abbildung 98) vor allem zu höheren Energien eine größere Spannweite als der berechnete Bereich aufzeigt, liegt möglicherweise an der Nichtberücksichtigung von weiteren, energiekonsumierenden Effekten in der Verdampfungsphase. Zum Zeitpunkt des Erreichens der Verdampfungstemperatur kann bei visueller Prozessbeobachtung ein deutliches, zum Teil heftiges Entweichen von Dampf aus dem Gewebe zu beobachtet werden. Diese Dampfentweichung aus dem Gewebe kann zusätzlich kleine Gewebeteile oder auch noch flüssiges Gewebewasser herausschleudern, wozu Energie notwendig ist. Diese muss ebenso durch einen erhöhten Energieeintrag kompensiert werden, was sich auf die benötigte Gesamtprozessenergie auswirkt. Im Gegensatz dazu muss herausgeschleuderte Flüssigkeit nicht verdampft werden, was den Energieaufwand verringert. Beide genannten Effekte wären nur unter großem Aufwand im Prozessmodell zu berücksichtigen.

## 5.2. Theoretische Betrachtung der elektrischen Leitfähigkeit des Gewebes

Auf Grundlage der energetischen Prozessbetrachtung sollen nun auch die in den Fusionsprozessen gemessene Impedanzverläufe nachgebildet und besser verstanden werden. Zur Verdeutlichung der für den Messstrom wichtigen Geometrien ist nachfolgend in

Abbildung 100 das System Elektroden – Gewebe – ITO – Messflächen schematisch dargestellt. In der linken Draufsicht ist die Position und die Größe der ITO – Messfläche eingezeichnet. Diese liegt mittig im Laserspot und hat einen Durchmesser von 4mm, entsprechend einer Stromleitquerschnittfläche von 12,5mm$^2$. Die jeweiligen ITO – Messflächen auf der oberen und der unteren Elektrode liegen parallel und konzentrisch zueinander, sodass ein direkter Stromfluss von den ITO – Messflächen durch das Gewebe erzielt wird. Es entsteht somit in vereinfachter Weise ein elektrischer Leiter aus biologischem Gewebe mit dem Durchmesser von 4mm und einer Länge von $h_{Gewebe}$ (Gewebedicke). Dieser ist schematisch als Zylinder in der rechten Abbildung dargestellt.

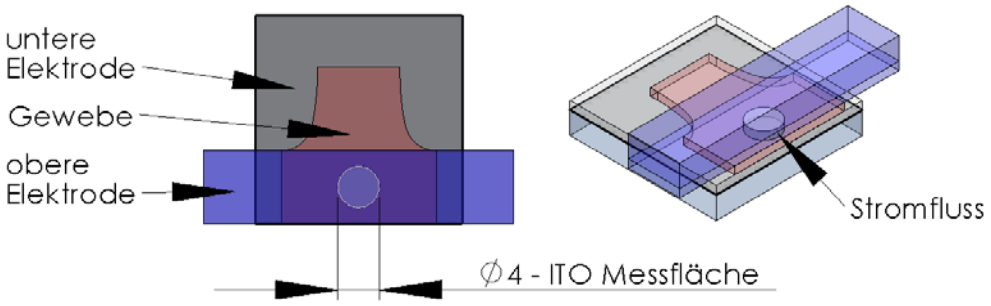


**Abbildung 100: Schematische Darstellung Elektroden – Gewebe – Systems mit eingezeichneter ITO – Messfläche (siehe linke Draufsicht). In der rechten isometrischen Darstellung ist der Stromfluss durch das Gewebe als Zylinder schematisch gekennzeichnet.**

Der elektrische Leiter besteht aus biologischem Gewebe und wird in Näherung als quasi homogen angenommen. Tatsächlich wird der Strom den Weg des geringsten elektrischen Widerstands innerhalb der Leiterquerschnittfläche nehmen. Zusätzlich wird dieser sich durch die Gewebeerwärmung dynamisch über den Prozess ändern. Die generelle elektrische Leitfähigkeit von biologischen Weichgeweben ist zurückzuführen auf den elektrolytischen Effekt. Durch den Wasseranteil, der im Gewebe (Zytosol sowie der Flüssigkeitsanteil in der extrazellulären Matrix) vorhanden ist, wird den darin gelösten Ionen die Möglichkeit gegeben als Ladungsträger zu fungieren und damit den Strom durch das Gewebe zu leiten. Durch Wasserreduzierung innerhalb der extrazellulären Matrix sowie im Zytosol wird die Anzahl der Ionen reduziert und die Beweglichkeit der verbleibenden Ionen verringert. Dadurch steigt der elektrische Gewebewiderstand. Die grundlegende Berechnung des elektrischen Widerstandes eines Leiters gilt unter Anwendung von höherfrequentem

Wechselstrom auch für die Messung des Widerstandes von elektrolytischen Lösungen. Somit kann für das Prozessmodell folgender Zusammenhang zur Berechnung des Impedanzverlaufs verwendet werden ([41] S.510).

$$R = \rho \cdot \frac{l}{A} \qquad \text{Gl.56}$$

| | | |
|---|---|---|
| $R$ | → | elektrische Widerstand [Ω] |
| $\rho$ | → | spezifischer elektrischer Widerstand [Ωm] |
| $l$ | → | Länge des Leiters [m] |
| $A$ | → | Querschnittsfläche des Leiters [mm$^2$] |

Der für das Prozessmodell wichtige spezifische elektrische Widerstand des Gewebes wird aus dem Startimpedanzbereich von 150Ω – 450Ω sowie dem Gewebedickenbereich von 0,2mm – 0,5mm ermittelt. Zur Ermittlung des Startimpedanzbereichs wurden zahlreiche Fusionsprozesse herangezogen. Der mittlere spezifische elektrische Widerstand des Gewebe – ITO – Messflächen – Systems zum Prozessstart bei 25°C liegt bei $\rho_{Start}$=11,5Ωm. Die Abhängigkeit des spezifischen elektrischen Widerstands von der Temperatur ist etwa α=-1,6%/K ([14] S.200). Dies bedeutet, dass der spezifische elektrische Widerstand mit zunehmender Temperatur abnimmt und sich somit bei hohen Temperatur geringere Impedanzen ergeben (Heißleiter). Die Berechnung von $\rho_{Start}$ sowie die temperaturabhängigen spezifischen Widerstände $\rho(T)$ für die Temperaturerhöhung von $\Delta T$=75K (Gewebeerwärmung von 25°C auf 100°C) sind in der Wassermassenberechnung im Kapitel 3.2.6 näher beschrieben. Dass der errechnete spezifische elektrische Widerstand von $\rho_{Start}$=11,5Ωm nicht mit dem in der Literatur angegebenen Wert von ca. 1,2Ωm [56] übereinstimmt, liegt an dem vorhandenen System Gewebe – ITO Beschichtung. Es ist sehr wahrscheinlich, dass vorhandene Übergangswiderstände durch die Wechslwirkung der ITO – Beschichtung und dem Gewebe den Gesamtwiderstand erhöhen.

Nachfolgend sind in Tabelle 14 alle Konstanten und Variablen für die Berechnung und Darstellung der Impedanzverläufe aufgelistet.

**Tabelle 14: Auflistung der Konstanten und Variablen für die Berechnung der Impedanz innerhalb des definierten Prozessmodells**

| Beschreibung | Symbol | Einheit | Wert |
|---|---|---|---|
| **Konstanten** | | | |
| Durchmesser der ITO – Messfläche | D | mm | 4 |
| Spezifischer elektrischer Widerstand bei 25°C (siehe Kapitel 3.2.6) | $\rho_{Start}$ | Ωm | 11,5 |
| Temperaturkoeffizient für Weichgewebe ([14] S.200) | α | %/K | -1,6 |
| Temperaturerhöhung | $\Delta T$ | K | 75 |
| **Variablen** | | | |
| Gewebedicke im gepresstem Zustand | $h_{Gewebe}$ | mm | 0,2-0,5 |
| Wasserverlust bis zum Prozessende als Faktor | $W_{Verlust\ Ende}$ | | 0,9-0,95 |
| Zeit Aufheizphase | $t_{Aufheiz}$ | s | 0,76-1,65 |
| Zeit Verdampfungsphase | $t_{Verdampfen}$ | s | 5,1-7,5 |

### 5.2.1. Gewebeaufheizphase

Der Impedanzverlauf in der Aufheizphase wird durch den temperaturabhängigen spezifischen elektrischen Widerstand $\rho(T)$ sowie der Gewebedicke $h_{Gewebe}$ (Länge des elektrischen Leiters) beeinflusst. Die Querschnittsfläche $A$ des leitenden Gewebevolumens bleibt konstant. Somit ergibt sich aus Gl.56 die Berechnung der Impedanz $Z(T, h_{Gewebe})$ für die Aufheizphase.

$$Z(T, h_{Gewebe}) = \rho(T) \cdot \frac{h_{Gewebe}}{A} \qquad \text{Gl.57}$$

mit $\rho(T) = 0{,}001 \cdot T^2 - 0{,}21 \cdot T + 16{,}2$ (siehe Abbildung 78) Gl.58

Durch die vorhergehende Berechnung der Aufheizphasendauer $t_{Aufheiz}$ (minimal und maximal) und dem Wissen, dass in dieser Zeitspanne die Gewebetemperatur auf 100°C erhöht wird, kann der errechnete Impedanzabfall (minimal und maximal) über der Zeit aufgetragen werden.

### 5.2.2. Gewebewasserverdampfungsphase

In der Verdampfungsphase weist das Gewebe eine Temperatur von 100°C auf. Deswegen liegt der spezifische elektrische Widerstand des Gewebes in dieser Phase konstant bei $\rho(100°C)=3{,}46\Omega$m. Der Impedanzanstieg in der Verdampfungsphase ist hauptsächlich durch den Gewebewasserverlust bedingt. Die Wasserverdampfung mindert stetig die Möglichkeit der Ionenbewegung innerhalb des Gewebes. Zusätzlich entstehen innerhalb des Gewebes Dampfblasen, welche als elektrischer Isolator fungieren und dadurch den elektrisch leitenden Querschnitt verringern. Dieser Zusammenhang wirkt sich ebenfalls als Impedanzerhöhung aus. Durch Herausschleudern von flüssigen Bestandteilen aus dem Gewebe können zusätzlich potentielle Ladungsträger (Ionen) aus dem elektrisch leitenden Gewebevolumen entfernt werden.

Für eine detaillierte Prozessbeschreibung müssten die genannten Effekte quantitativ bekannt sein. Da solche Daten nicht verfügbar sind und nur unter unverhältnismäßig großem Aufwand messbar wären, wird hier der umgekehrte Weg eingeschlagen. In dem Prozessmodell wird versucht, den berechneten Impedanzverlauf dem aus den Versuchen bekannten Impedanzverlauf anzunähern. Dadurch soll ermittelt werden, mit welcher Charakteristik der Wasserverlust (Summe aller wasserreduzierenden Effekte) innerhalb der Verdampfungsphase abläuft.

Der Wasserverlust zum Start der Verdampfungsphase ist 0% (bezogen auf die 100% Wasseranteil im Gewebe; $w_{Verlust\ Start}=0$). Dieser Wasserverlust erhöht sich bis zum Prozessende bis auf 90% – 95% ($w_{Verlust\ Ende}=0{,}9 – 0{,}95$) der ursprünglich zur Verfügung stehenden Wassermasse. Dies ist gleichbedeutend mit dem im Gewebe verbleibenden restlichen Wassergehalt von 5% – 10% (bezogen auf die 100% Wasseranteil im Gewebe) bzw. 3,5% – 8% bezogen auf die Gewebegesamtmasse. Damit eine nummerische Berechnung der Impedanz mit der Schrittweite *n* möglich ist, wird der Wasserverlust linear für jede Schrittweite n berechnet (Laufvariable ist *i* im Bereich *i=1 ... n*).

$$w_{Verlust}\left(i, w_{Verlust\ Ende}\right) = 1 + i \cdot \left( \frac{w_{Verlust\ Ende} - w_{Verlust\ Start}}{n} \right) \qquad \text{Gl.59}$$

Der Impedanzverlauf zeichnet sich in der Verdampfungsanfangsphase durch einen steilen Anstieg in Form einer Potenzfunktion aus. Der Bereich, in dem dieser Anstieg erfolgt, bezieht

sich auf einen Wasserverlust von 0% bis ca. 30% der gesamten Wassermasse. Für ein Gewebe mit einem niedrigen Gesamtenergieeintrag (dünnes Gewebe mit einer kleinen Wassermasse) wurden verschiedene Funktionen für den Wasserverlust getestet. Eine gute Übereinstimmung mit dem experimentell beobachteten Verlauf wurde mit der Charakteristik $w_{Verlust}^{6}$ festgestellt.

$$Z_{pot\,\min}(h_{Gewebe}, i, w_{Verlust\ Ende}) = \rho_{100°C} \cdot \frac{h_{Gewebe}}{A} \cdot w_{Verlust}^{6}\left(i, w_{Verlust\ Ende}\right) \qquad \text{Gl.60}$$

Im Gegensatz dazu zeigt eine Charakteristik des Wasserverlusts mit $w_{Verlust}^{4}$ die beste Näherung für ein Gewebe mit einem hohen Gesamtenergieeintrag (dickeres Gewebe mit einer großen Wassermasse).

$$Z_{pot\,\max}(h_{Gewebe}, i, w_{Verlust\ Ende}) = \rho_{100°C} \cdot \frac{h_{Gewebe}}{A} \cdot w_{Verlust}^{4}\left(i, w_{Verlust\ Ende}\right) \qquad \text{Gl.61}$$

Anschließend an diesen nichtlinearen Impedanzverlaufsbereich beschreibt der Impedanzverlauf eine lineare Form bis zum Prozessende (Wasserverlustsbereich von 30% bis 90% – 95%).
Die Impedanz im linearen Bereich berechnet sich für ein Gewebe mit einem niedrigen Gesamtenergieeintrag (dünnes Gewebe mit einer kleinen Wassermasse) wie folgt:

$$Z_{lin\,\min}(h_{Gewebe}, i, w_{Verlust\ Ende}) = \rho_{100°C} \cdot \frac{h_{Gewebe}}{A} \cdot 6 \cdot w_{Verlust}\left(i, w_{Verlust\ Ende}\right) \qquad \text{Gl.62}$$

Im Gegensatz dazu zeigt das ein Gewebe mit einem hohen Gesamtenergieeintrag (dickeres Gewebe mit einer großen Wassermasse) eine flachere lineare Steigung.

$$Z_{lin\,\max}(h_{Gewebe}, i, w_{Verlust\ Ende}) = \rho_{100°C} \cdot \frac{h_{Gewebe}}{A} \cdot w_{Verlust}\left(i, w_{Verlust\ Ende}\right) \qquad \text{Gl.63}$$

Mit Hilfe der Berechnung der Verdampfungsphasendauer $t_{Verdampfen}$ aus der energetischen Prozessbetrachtung können die berechneten Impedanzen über der Zeit aufgetragen werden.

### 5.2.3. Gesamtprozessbetrachtung der Gewebeimpedanz

In Abbildung 101 sind die mittels des Prozessmodells errechneten Impedanzverläufe dargestellt. Zum einen ist der Impedanzverlauf, welcher sich durch ein dünneres Gewebe mit geringer Wassermasse ergibt als Volllinie gezeichnet. Zum anderen zeigt der gestrichelte Impedanzverlauf die Berechnungsgrundlage für ein dickeres Gewebe mit einer großen Wassermasse. In beiden Impedanzverläufen sind die zwei Prozessphasen mit unterschiedlicher Farbe gekennzeichnet (Aufheizphase = Blau; Verdampfungsphase = Rot). Zum Vergleich sind zwei exemplarische Impedanzverläufe aus Gewebefusionsprozessen in schwarz dargestellt.

In der Aufheizphase zeigt der berechnete Impedanzabfall (vgl. blaue Kurven) sehr ähnliche negative Steigungen wie die Impedanzkurven der Versuche. Sowohl die Berechnung der Aufheizphasendauer aus der Energiebetrachtung des Prozessmodells als auch die Charakteristik des Impedanzabfalls stimmen mit der Realität überein. Dies bedeutet, dass der angesetzte Temperaturkoeffizient für den spezifischen elektrischen Widerstand in richtigem Maße den Gewebewiderstand mit zunehmender Temperatur verringert.

Der Impedanzverlauf in der Verdampfungsphase wurde in einer groben Näherung in das Prozessmodell implementiert. Die eingezeichneten roten Impedanzverläufe sind an die Impedanzverläufe aus den Versuchen angenähert. Denn eine genaue Berücksichtigung aller wasserreduzierenden (z.B. Herausschleudern von flüssigen Gewebeanteilen) und impedanzerhöhenden Effekten (z.B. Dampfblasen innerhalb des Gewebes) wäre nur mit großem Aufwand möglich. Durch die Impedanzverlaufsnachbildung können jedoch diese Effekte klar der Verdampfungsanfangphase zugeordnet werden. Bei visueller Prozessbeobachtung kann dies durch schlagartiges, heftiges Austreiben von Wasserdampf bestätigt werden. Der nachfolgende lineare Impedanzverlaufsbereich spiegelt anschließend das gewebeschonende Verdampfen von Wasser wider, was ebenfalls durch Prozessbeobachtungen bestätigt werden kann.

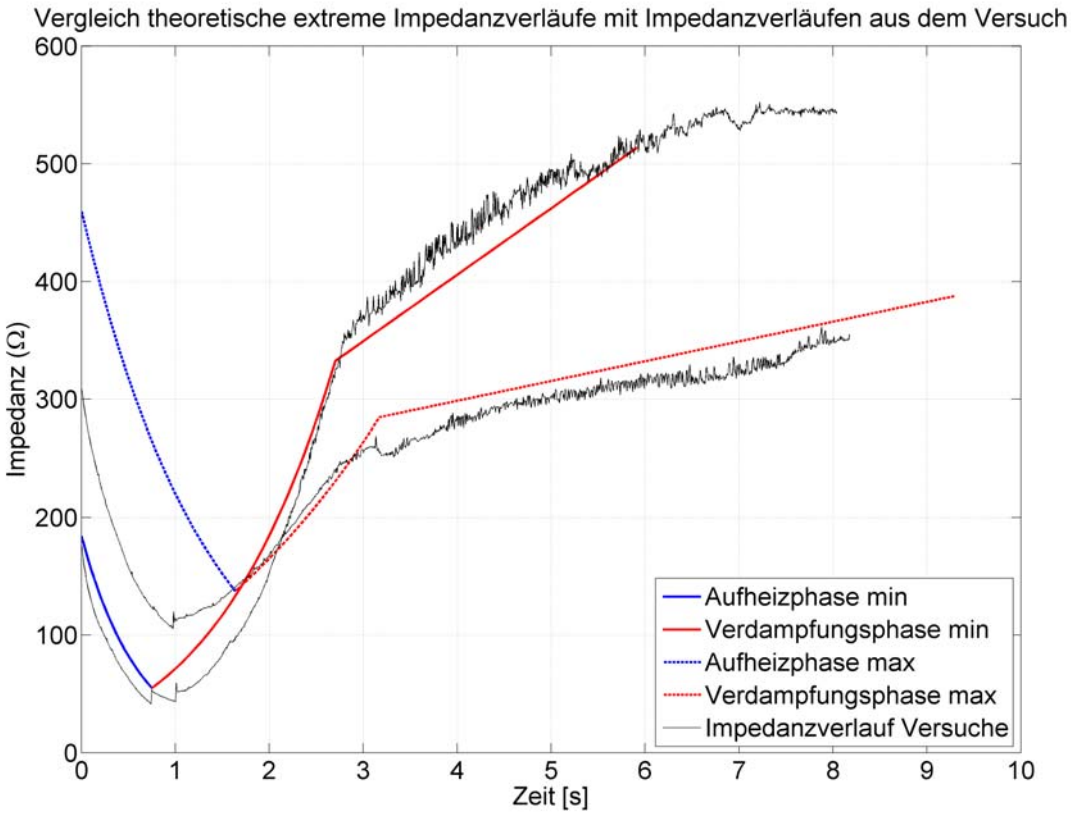


**Abbildung 101: Vergleich der modellhaft berechneten Impedanzverläufe mit zwei exemplarischen Impedanzverläufen aus Gewebefusionsprozessen. Die zwei dargestellten theoretischen Impedanzverläufe zeigen den möglichen Impedanzverlaufsbereich, den das aufgestellte Prozessmodell bedient. Beide Verläufe sind zur Prozessphasenunterscheidung zweifarbig dargestellt. Als Volllinie ist der Prozess mit minimalem Gesamtenergiebetrag gezeichnet (dünnes Gewebe mit geringem Wassergehalt). Im Gegensatz dazu der gestrichelte Linientyp für den Prozess mit maximalem Gesamtenergiebetrag (dickes Gewebe mit hohem Wassergehalt).**

## 5.3. Zusammenfassung

Das in diesem Kapitel aufgestellte Prozessmodell hat das Ziel zu prüfen, ob die im Versuch benötigten Energieeinträge sowie die entstandenen Impedanzverläufe durch einfache, plausible Annahmen nachgebildet werden können. Durch Berechnungen aus dem Bereich der Thermodynamik als auch der elektrolytischen Leitfähigkeit konnte ein gut angenähertes Prozessmodell aufgestellt werden. Im ersten Teil des Prozessmodells werden die energetischen Prozessverhältnisse betrachtet. Diesbezüglich werden der notwendige Energieaufwand für das Gewebe sowie die vorhandenen Hauptenergieverluste für die Aufheizphase, die Verdampfungsphase und in Summe für den Gesamtprozess berechnet. Zur

Berechnung des notwendigen Energieaufwands für das Gewebe werden die Gewebedicke sowie der Wassergehalt des Gewebes (70% – 80%) in bestimmten Grenzen variiert. So ergibt sich zunächst ein Bereich der im Gewebe vorhandenen Wassermasse, welche anschließend den Energiebereich definiert, der zur Erwärmung des Gewebes von 25°C auf 100°C notwendig ist. Für die Berechnung der Energie zum Verdampfen der Wassermasse wird zusätzlich der zum Prozessende verbleibende Wassergehalt variiert (3,5% – 8%). So resultiert auch für die notwendige Wasserverdampfungsenergie ein Wertebereich, der durch eine minimale und maximale Energie aufgespannt wird. Bezüglich der Energieverluste im Prozess sind zwei Hauptursachen identifiziert worden. Diese sind der Energieverlust infolge der Elektrodenerwärmung und der Energieverlust aufgrund der Reduzierung der tatsächlich im Gewebe wirksamen Laserleistung (bedingt durch den Gewebewasserverlust). Vergleichsweise gering ist der Energieverlust durch Konvektion von der Elektrodenoberfläche in die Umgebungsluft während der Prozessdauer. Auch für den Energieverlust ergibt sich mit Vorgabe eines Elektrodentemperaturbereichs jeweils ein Wertebereich. Durch Summenbildung aller Energieaufwendungen und Energieverluste kann der Gesamtenergiebedarf berechnet werden. Als Ergebnis kann festgestellt werden, dass das Prozessmodell die Gesamtenergieeinträge aus den Versuchen sehr gut nachbildet. Der berechnete Gesamtenergiebereich von ca. 200J – 320J liegt innerhalb des Bereiches, der sich aus den Experimenten ergibt (150J – 375J). Lediglich die Spannweite des Gesamtenergiebereichs des Prozessmodells ist etwas kleiner. Gründe hierfür können nichtbeachtete, energiekonsumierende Effekte innerhalb der Verdampfungsphase sein. Denn durch visuelle Prozessbeobachtung kann in der Verdampfungsanfangsphase eine starke Wasserdampfblasenbildung erkannt werden, was oft zum Herausschleudern von kleinen Gewebebestandteilen führt. Dazu ist Energie notwendig, welche im Prozessmodell jedoch nur mit großem Aufwand berücksichtigt werden könnte. Möglicherweise sind weitere, im Prozessmodell nicht verankerte Effekte vorhanden, die sich auf die Energiebilanz auswirken. Aufgrund der Berechnung der einzelnen Verlustenergien kann eindeutig die Elektrodenerwärmung sowie der Verlust der effektiven Leistung im Gewebe durch die Wassermassenreduzierung als Hauptfaktor identifiziert werden (in Summe ca. 96% des Gesamtenergieverlust). In der Gesamtenergieprozessbewertung war es unerwartet, dass der Großteil des Gesamtenergie für Energieverluste aufgewendet wird. Es werden lediglich ca. 12% – 21% der Gesamtenergie zur Erwärmung des Gewebes und zur Verdampfung der

Wassermasse gebraucht. Anhand dieses prozentualen Verhältnisses wird deutlich, dass der Wirkungsgrad des Prozesses als suboptimal bewertet werden muss.

Auf der Grundlage dieser Energieberechnungen des Prozesses können die Zeitdauern der beiden Prozessphasen bei einer konstanten Leistung von 34W berechnet und anschließend für die theoretische Beschreibung des Impedanzverlaufs verwendet werden. Zur Impedanzverlaufsberechnung wird die Widerstandsberechnung von elektrischen Leitern (auch elektrolytischer Leiter bei der Anwendung höherfrequenten Wechselströmen) zugrundegelegt. Hierfür ist der spezifische elektrische Widerstand eine wichtige Stoffgröße. Dieser wird für das Prozessmodell aus dem Startimpedanzbereich der bisher durchgeführten Gewebefusionen und dem sich einstellenden Gewebedickenbereich nach der Beaufschlagung der Flächenpressung ermittelt. Dieser Mittelwert weicht jedoch von dem spezifischen Widerstand aus der Literatur ab, was darauf schließen lässt, dass in dem System Gewebe – ITO – Beschichtung Übergangswiderstände vorhanden sind. Für das theoretische Prozessmodell muss jedoch dieses System für die Beschreibung des Impedanzverlaufs im Ganzen betrachtet werden. Der Impedanzabfall in der Aufheizphase ist bedingt durch die Temperaturabhängigkeit des spezifischen elektrischen Widerstandes. Dieser nimmt mit ca. –1,6%/K ab (Heißleiter) und erzeugt so für den Impedanzabfall die Charakteristik einer Abklingfunktion ($y=a*e^{(-\lambda t)}+b$). Der berechnete Impedanzverlauf stimmt mit den Impedanzabfallkurven der Aufheizphase aus den Fusionsprozessen überein. In der anschließenden Verdampfungsphase kann aus den Impedanzverläufen der Gewebefusionen zunächst ein steiler Anstieg, mit der Form einer Potenzfunktion, bis zu einem bestimmten Punkt festgestellt werden. Daraufhin reduziert sich die Steigung und nimmt eine lineare Charakteristik an. Dieser generelle Impedanzanstieg innerhalb dieser gesamten Prozessphase ist in erster Linie bedingt durch den Gewebewasserverlust. Diese dynamischen Prozesse könnten vor allem die Bildung von elektrisch isolierenden Dampfblasen im Gewebe sein. Diese verringern den stromleitenden Querschnitt und tragen somit zur Impedanzerhöhung bei. Zusätzlich reduziert das direkte Herausschleudern von flüssigen Gewebebestandteile die Menge potentieller Ladungsträger. Des Weiteren könnte sich der Übergangswiderstand zwischen Gewebe und ITO – Beschichtung infolge der Austrocknung ebenfalls erhöhen. Diese Effekte im Detail im Prozessmodell zu berücksichtigen war nicht möglich. Deswegen ist die Tatsache, dass sich die Wassermasse innerhalb der Verdampfungsphase reduziert, mit der entsprechenden mathematischen Beschreibung an

die aus den Versuchen bekannten Impedanzverläufen angepasst worden. Dadurch kann der Schluss gezogen werden, dass die vorher beschriebenen zusätzlichen impedanzerhöhenden Effekte hauptsächlich in der anfänglichen Verdampfungsphase auftreten (siehe den in Form einer Potenzfunktion ansteigenden Impedanzverlaufsbereich).

Das in diesem Kapitel erarbeitete Prozessmodell beschreibt den tatsächlichen Gewebefusionsprozess in sehr guter Näherung. Im Bereich der Energieeinträge sowie der Impedanzverläufe konnten neue Erkenntnisse gewonnen werden, welche für eine weitere Prozessoptimierung (im Ausblick) hilfreich sind.

# 6. Diskussion

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung und Realisierung eines laserbasierten Fusionsprozesses für Dickdarmgewebe (*colon*). Um für diese Entwicklung die notwendigen Grundlagen zu erarbeiten, ist zunächst ein in der Chirurgie etabliertes medizintechnisches Gerät (ForceTriad™ – Covidien, Surgical Solutions Groupe, Colorado/USA) zur Blutgefäß-versiegelung (Hämostase) hinsichtlich seiner Arbeitsweise untersucht worden. Dieses bipolare, mit hochfrequentem Strom (HF) arbeitende Fusionsgerät spiegelt den aktuellen Stand der Technik wider und bot dadurch beste Voraussetzungen zur Sammlung wichtiger Erkenntnisse über eine erfolgreiche Prozessführung im Sektor der Gewebefusion, explizit für Arterien bis zu einem Durchmesser von 7mm. Mit dem HF – Laboraufbau wurde das Monitoring der elektrischen Größen während des Prozesses ermöglicht, was essenziell für die Prozessbewertung im Detail sowie im Ganzen war. Die Analyse zeigt, dass der Prozess in drei Phasen aufgeteilt ist, welche nacheinander abgearbeitet werden. Die *Sensing – Phase* ermöglich durch das Anlegen einer konstanten Leistung von 5W über 100ms die Ermittlung der sich einstellenden Gewebeimpedanz, welche in der Folge als eine Gewebe-charakterisierungsgröße fungiert und dann im weiteren Prozess in die Definition des Abschaltkriteriums einfließt. Der Prozess kann sich somit auf unterschiedliche, gewebeabhängige Startbedingungen einstellen. Der anschließende Leistungsanstieg bis auf maximal 210W erzeugt eine Gewebeerwärmung bis auf ca. 100°C und sorgt damit für den Start der Verdampfung von Gewebewasser. An diesem Prozesszeitpunkt endet die zweite Phase (*Heating – Phase*) und es beginnt die dritte Phase (*Keeping – Phase*), welche das Temperaturniveau durch das Regeln auf eine konstante Impedanzsteigung (ca. 80Ω/s) hält. Dieser Temperaturverlauf (siehe die Ergebnisse aus den thermografischen Prozessuntersuchungen) ist die primäre physikalische Prozessgröße, welche für eine funktionsfähige Gewebefusion einzuhalten ist. Dies wird ebenfalls in den Untersuchungen von Campbell et al. [7] sowie von Floume et al. [16] so angegeben. In beiden Untersuchungen zeigen sich Prozesstemperaturen von ca. 100°C und es wird deutlich auf die

Wichtigkeit der Gewebeaustrocknung für eine feste Verbindung hingewiesen. Wallwiener et al. [69] zeigen jedoch höhere Maximaltemperaturen von ca. 120°C, wobei in deren Studien ein anderer bipolarer HF – Generator verwendet wurde (Vio 300D, ERBE Elektromedizin, Tübingen, Deutschland). Neben der Gewebeimpedanz als Feedbackgröße für die Prozessregelung sowie der Bewertung der Gewebetemperatur zeigte die Variation der Gewebeflächenpressung (Einstellbar durch den flexiblen Laboraufbau) einen Einfluss auf die Güte der Fusion (Bewertung der Berstdruckfestigkeit). Diesbezüglich erzeugte der HF – Gewebefusionsprozess unter Verwendung einer Flächenpressung von ca. 1N/mm$^2$ für Arterien mit einem Durchmesser von ca. 3,5mm bis ca. 5,5mm die höchsten Berstdruckfestigkeiten (545±168mmHg). Unter Verwendung des LigaSure Impact™ Instruments (anstatt der Laborelektroden) steigt die Berstdruckfestigkeit im Mittel bis auf ca. 700mmHg. Dieses Festigkeitsniveau wird auch in der Untersuchung von Kennedy et al. [29], welche unter nahezu identischen Prozessbedingungen arbeitete, erreicht. Auch die Untersuchungen von Wallwiener et al. [69] zeigen einen vergleichbaren maximalen Berstdruckmittelwert (510±233mmHg) für gleichkalibrige Arterien. In dieser Arbeit zeigt sich vor allem für großkalibrige Arterien (Durchmesser >6mm) eine stärkere Reduzierung der Festigkeit. Selbst mit dem LigaSure Impact™ Instrument werden lediglich 250mmHg – 300mmHg erreicht. Es ist also eine Festigkeitsabhängigkeit bezüglich des zu fusionierenden Gewebevolumens vorhanden, was sich in der Herstellerangabe des Instruments bezüglich der maximal versiegelbaren Arteriendurchmesser (max. Durchmesser=7mm) äußert [77].

Für einen erfolgreichen Transfer der Erkenntnisse aus dem HF – Prozess mit Arteriengewebe zu einem lasergestützten Fusionsprozess mit Dickdarmgewebe erfolgte zunächst die Umsetzung eines entsprechenden Laboraufbaus, welcher mittels eines speziellen Lasersystems (1470nm mit $P_{max}$=80W) und einer parallel laufenden Gewebeimpedanzmessung einen geregelten Prozess überhaupt ermöglicht. Das offene System (basiert auf einem Microcontroller) ermöglicht eine freie Konzipierung des Prozesses sowie eine Vielzahl verschiedener Prozessuntersuchungs- und Optimierungsmöglichkeiten, welche schließlich in dieser Arbeit zu automatisierten, unter Laborbedingungen reproduzierbaren Dickdarmfusionen mit ausreichender Festigkeit führten. Mit dem Wissen, dass die Fusionsgüte eine Abhängigkeit von der Flächenpressung zeigt, ist durch die erste Versuchsreihe diesbezüglich ein optimaler Bereich von ca. 0,2N/mm$^2$ bis 0,4N/mm$^2$

herausgefunden worden. Im Vergleich zu dem Flächenpressungsbereich der Arterien im HF – Prozess ist dies deutlich geringer, was sehr wahrscheinlich an der unterschiedlichen Gewebestruktur liegt. Das Dickdarmgewebe lässt sich durch die deutlich geringere Wandsteifigkeit sowie Wandfestigkeit mit geringerer Flächenpressung in den notwendigen Gewebekontakt bringen. Diese geringere Flächenpressung kann zwar von Winter et al. [74] nicht direkt bestätigt werden (optimale Flächenpressung von ca. 1,25N/mm$^2$ bei Dickdarmgewebe), wobei aber beachtet werden muss, dass in deren Untersuchung komplette zirkuläre Anastomosen (End – zu – End) unter Laborbedingungen erzeugt wurden und damit doch deutliche Gewebegeometrieunterschiede vorhanden waren. In einer weiteren Untersuchung der Arbeitsgruppe um Winter et al. [23] wird die Fusion von Rattendarmgewebe beschrieben, welches mit wesentlich geringeren Flächenpressungen (ca. 0,15N/mm$^2$) behandelt wurde. Die geometrischen Ausmaße dieser Rattendarmfusion sind ähnlich bzw. eher kleiner verglichen mit den in dieser Arbeit beschriebenen Fusionsflächen, was eine Abhängigkeit der Flächenpressung von der Größe der zu fusionierenden Stelle bestätigt.

Die ersten Versuchsreihen mit dem lasergestützten Prozess sind mit konstanter Laserleistung über eine bestimmte Zeit durchgeführt worden, in denen die parallel laufende Impedanzmessung generell eine ähnliche Verlaufscharakteristik wie beim HF – Prozess zeigt. Es ist zunächst eine Aufheizphase vorhanden, welche sich im Impedanzverlauf durch einen Impedanzabfall bis zu einem Minimum zeigt. Wie im HF – Prozess wird das Gewebe in dieser Phase bis zur Wasserverdampfungstemperatur aufgeheizt (siehe thermografische Prozessbetrachtung des lasergestützten Gewebefusionsprozesses). Das heißt, die geringste Gewebeimpedanz wird kurz vor dem Verdampfungsstart erreicht. Anschließend steigt sie aufgrund der im Gewebe entstehenden Wasserdampfblasen sowie dem dadurch bedingten Gewebewasserverlust (Verringerung der elektrischen Leitfähigkeit des Gewebes). Für die Entwicklung und Definition des lasergestützten Prozesses galt es diese Phase, in der durch das stetige Verdampfen von Wasser eine Dehydrierung des Gewebes erreicht werden soll, durch eine angepasste Regelung optimal zu gestalten. Die Versuchsreihe mit konstantem Laserpegel zeigt, dass die Laserleistung signifikanten Einfluss auf den Impedanzverlauf und auf die Güte der Versiegelung hat. Je mehr Leistung bzw. je höher der Energieeintrag in das Gewebe ist, desto extremer bilden sich die Impedanzabfälle und Impedanzanstiege aus, was sich gleichzeitig auf die Prozessdauer auswirkt. Bezüglich der Fusionsgüte, welche mit der

Schälfestigkeit bewertet wurde, kann eindeutig ein Prozess mit hohem Energieeintrag als negativ beurteilt werden (Risiko der Karbonisierung). Schon in diesem frühen Prozessentwicklungsstadium zeigten die Ergebnisse, dass ein moderater Energieeintrag (mittlere Leistung über eine längere Prozesszeit) sich im Gegensatz zu einem schnellen, heftigen Prozess (hohe Leistung über eine kurze Prozesszeit) positiv auf die Fusion auswirkt. Damit jedoch ein gewebeangepasster Prozess ablaufen kann, muss das Gewebe bezüglich seiner Eigenschaften charakterisiert werden. Die *Sensing – Phase* im HF – Prozess übernimmt diese Aufgabe (Messung des anfänglichen elektrischen Gewebewiderstandes) und ermittelt in der Folge aus der gewonnenen Information wahrscheinlich einen Gesamtenergieeintrag als Prozessabschaltkriterium. Diese Art der Charakterisierung führte im lasergestützten Prozess (mit Dickdarmgewebe) nicht zu einer erfolgreichen Gewebeunterscheidung. Deswegen wird in der ersten Prozessphase, in der ein konstanter Laserleistungspegel von 34W eingestellt ist, der Impedanzverlauf überwacht, und es werden zwei charakteristische Prozesswerte bzw. Informationen detektiert. Dies sind der Energieeintrag $Q_{min}$, welcher bis zum Impedanzminimum $Z_{min}$ in das Gewebe eingetragen wird, sowie die darauf folgende Impedanzsteigung im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$. Beide Informationen werden zur Berechnung des Gesamtenergieeintrags (primäres Prozessabschaltkriterium) verwendet. Diese Berechnung basiert auf der Bestimmung der Wassermasse, die innerhalb des Gewebes (ausschließlich der Gewebebereich, in dem der Messstrom durch das Gewebe fließt) vorliegt und bedient sich des thermodynamischen Zusammenhangs, dass der Energieeintrag $Q_{min}$ aufgewendet werden muss, um das Gewebe von Raumtemperatur auf 100°C (Wasserverdampfungstemperatur) zu erhitzen. In diesem Aspekt korreliert der aufgewendete Energieeintrag $Q_{min}$ mit dem Energieaufnahmevermögen des vorliegenden Gewebes. Mit Hilfe der gemessenen Impedanzsteigung $a_{mess}$ im Zeitbereich von $Z_{min+1s}$ bis $Z_{min+1,5s}$ ist es dann möglich, ein Maß für die elektrische Leitfähigkeit zu ermitteln. Denn eine dort ermittelte hohe Impedanzsteigung $a_{mess}$ zeugt von einer niedrigen Leitfähigkeit, was auf einen geringeren Wassergehalt im Gewebe deutet. Mit der mathematischen Kombination beider Ansätze kann die vorhandene Wassermasse und im Weiteren mit Hilfe der Verdampfungsenthalpie von Wasser die benötigte Energie $Q_V$ zur Verdampfung des Wassers berechnet werden. Der Gesamtenergieeintrag als Prozessabschaltkriterium ergibt sich aus der Summe beider Energien ($Q_{ges}=Q_{min}+Q_V$). Damit der Energieeintrag $Q_V$ in die Regelungsphase des Prozesses mit einem mittleren Laserleistungsniveau aufgebracht

werden kann, muss die SOLL – Impedanzsteigung als Regelungsführungsgröße ebenfalls auf die Gewebeeigenschaften abgestimmt sein. Deswegen wird durch die gemessene Impedanzsteigung $a_{mess}$, welche ein Maß für das Potential der Impedanzsteigungsfähigkeit widerspiegelt, über einen Faktor auf die SOLL – Impedanzsteigung skaliert. So ist neben der Erzeugung eines mittleren Laserleistungsniveaus auch das Potential für die Regelungsreaktion vorhanden. Die Regelung kann somit auf Regelabweichungen mit einer entsprechenden Leistungsänderung reagieren. Der in dieser Arbeit konzipierte Prozess ermöglicht letztendlich, dass eine moderate Austrocknung des Gewebes herbeigeführt wird. Die Gewebetemperatur wird in der Wasserverdampfungsphase (Prozessregelungsphase) nicht signifikant über die Siedetemperatur geraten, da der Energieeintrag zur Wasserverdampfung verwendet wird. Ist jedoch das Wasser vollständig verdampft, so erzeugt jeglicher weitere Energieeintrag eine Gewebetemperaturerhöhung, die zur Zerstörung der Gewebefusion führen kann und nicht erwünscht ist. Die Ergebnisse entsprechender Versuche zeigen, dass in diesem Fall die Impedanz nicht weiter auf den Energieeintrag reagiert. Es bildet sich dann ein sog. Impedanzplateau aus, dessen Detektion als ein Zusatzabschaltkriterium im Prozess implementiert ist. Bei der Anwendung dieses definierten lasergestützten Prozesses zeigt die abschließende Versuchsreihe (siehe S. 170), dass zunächst die Art und Weise der Gewebeeigenschaftscharakterisierung eindeutig funktioniert und der nachfolgende Prozessablauf gewebeunabhängig zu Schälfestigkeitsmittelwerten von ca. 0,105N/mm führt. Dieser Festigkeitsbereich ist vergleichbar mit den Schälfestigkeiten von HF – erzeugten Arterienversiegelungen, welche in der Berstdruckfestigkeit sehr hohe Werte aufzeigten und somit eine feste Verbindung widerspiegeln. Im Vergleich dazu zeigen HF – erzeugte Dickdarmfusionen mit einem nicht auf das Gewebe ausgelegten Prozess geringere Schälfestigkeiten als die lasererzeugten Dickdarmfusionen. Die in der abschließenden Versuchsreihe des Laserprozesses erhaltene Standardabweichung von ±0,02N/mm (stets Fusionen mit deutlich geringeren bzw. höheren Festigkeiten vorhanden) zeigt, dass in jedem Fall Fusionen ausreichender Festigkeit erzeugt werden. Die verbleibende Varianz ist wahrscheinlich auf unterschiedliche Gewebebedingungen zurückzuführen. Da bis heute der Gewebefusionsprozess auf der biologischen Ebene im Detail nicht bekannt bzw. nicht verstanden ist, aber die Temperatur und die Austrocknung des Gewebes im Prozess die Auslöser biochemischer und/oder biomechanischer Prozesse sind, liegt es nahe, dass bei einem Mangel an bestimmten

Inhaltsstoffen (Stoffe, die für die Fusion wichtig sind) generell nur geringere Fusionsfestigkeiten möglich sind.

Wie schon in der Einleitung beschrieben, deuten verschiedene Studien aus der Literatur auf eine Schlüsselrolle des Kollagens hin. Durch Mikroskopieuntersuchungen sind strukturelle Modifikation des Kollagens festgestellt worden, welche durch verschiedene Effekte (Aufspaltung der Primärstruktur, Fibrillendurchmesservergrößerung, Kollagenmolekülketten, die aus der parallelen Sekundärstruktur herausragen, direkte Verbindung zweier Fibrillen oder Armorphisierung der gesamten Kollagenmasse) möglicherweise die Haftwirkung erzeugen. Die Ergebnisse aus der Versuchsreihe (siehe Kapitel 4), in der Kollagen (Lyoplant®) sowie Elastin (Rindernackenband) als Zusatz in die Fusionsstelle eingebracht wurden, zeigen eine deutliche Abhängigkeit der Schälfestigkeit vom Anteil dieser Zusätze. So konnte durch Zugabe von Lyoplant® die Schälfestigkeit der HF – Dickdarmfusion um den Faktor 5,85 auf 0,234±0,091N/mm und durch Zugabe von Elastin (Rindenackenband) um den Faktor 2,72 auf 0,109±0,032N/mm im Vergleich zur reinen Dickdarmfusion (0,04±0,016N/mm) erhöht werden. Die HF – Fusion von ausschließlich zwei Lyoplantgewebeteilen (Verbindung von nahezu reinem Kollagen) bzw. die Fusion zweier Rindernackenbandstreifen (Verbindung von nahezu reinem Elastin) zeigt mit einer Schälfestigkeit von 0,6±0,16N/mm (Lyoplant®) bzw. von 1,6±0,075N/mm (Rindernackenband) einen Festigkeitsbereich, der in Kombination mit nativem, biologischen Gewebe wahrscheinlich nicht erreichbar ist. Die Ergebnisse bestätigen, dass der Kollagengehalt maßgeblich die Festigkeit der Dickdarmgewebefusion beeinflusst und somit möglicherweise die Festigkeitsstreuung der abschließenden Laserprozessbewertung (vgl. S. 174) erklärt.

Das im Kapitel 5 aufgestellte theoretische Prozessmodell beschreibt den lasergestützten Fusionsprozess durch thermodynamische sowie elektrotechnische Berechnungen. Die Zielsetzung darin bestand zu prüfen, ob die in den Versuchen aufgewendeten Energiebereiche sowie die sich ausprägenden Impedanzverläufe mit plausiblen Annahmen reproduziert werden können. Diesbezüglich zeigt das Ergebnis, dass das Prozessmodell den Versuch auf energetische und impedanztechnischer Ebene bestätigt. Der berechnete Gesamtenergiebereich liegt innerhalb des Energiebereichs, welcher sich in der abschließenden Versuchsreihe ergeben hat und bestätigt somit auch die Richtigkeit der

Gewebecharakterisierung bzw. der Wassermassenberechnung während des Fusionsprozesses. Aber erst durch das Prozessmodell wurde erkennbar, wie sich das Verhältnis zwischen der für die Fusion genutzten Energie und den Energieverlusten ausprägt. Dass ca. 80% – 90% des Gesamtenergieeintrags aufgewendet werden müssen, um die vorhandenen Energieverluste zu kompensieren, wurde in dem Maße nicht erwartet und zeigt einen suboptimalen Wirkungsgrad. Mit der Elektrodenerwärmung und der nicht im Gewebe absorbierten Laserleistung wurden die Hauptverlustfaktoren des Laserprozesses identifiziert. Für eine Verbesserung des Wirkungsgrades müssen diese Verluste minimiert werden, was vor allem eine Reduzierung des Wärmestroms in die Elektroden bedeutet. Der Leistungsverlust durch die Gewebewasserreduzierung (die für die Verbindungsfestigkeit notwendig ist) ist beim lasergestützten Fusionsprozess stets vorhanden und könnte nur durch eine Verlängerung des Lichtlaufweges durch das Gewebe optimiert werden. Im Prozessmodell werden zusätzlich die Energieverluste infolge der Konvektion von den Elektroden in die Umgebungsluft integriert, jedoch ergeben sich vergleichsweise kleine Werte. Neben diesen genannten Energieverlusten sind weitere energiekonsumierende Effekte in der Verdampfungsphase vorhanden. Diese sind das heftige Entweichen von Dampfblasen und das dadurch bedingte Herausschleudern von kleinen, flüssigen Gewebebestandteilen. Damit diese kinetische Energie erzeugt werden kann, muss diese zuvor eingebracht werden. Das heißt jedoch für die Prozessenergiebilanz, dass für diesen Flüssigkeitsanteil die Verdampfungsenergie eingespart werden kann. Diese zusätzlichen Effekte könnten die größere Spannweite des Gesamtenergiebereichs der Fusionsprozesse im Vergleich zum Prozessmodell erklären.

Damit ein Vergleich der energetischen Verhältnisse mit dem HF – Prozess durchgeführt werden kann, muss von dem berechneten Gesamtenergiebereich des Prozessmodells die Verlustenergie infolge des Leistungsverlusts durch die Absorberreduzierung subtrahiert werden. Damit ergibt sich ein Gesamtenergieeintrag von ca. 130J – 235J, der mit dem Gesamtenergieeintrag der HF – Fusionen (siehe Tabelle 15 Im Anhang A1 und Tabelle 17 im Anhang A3) korreliert. Dadurch wird sichtbar, dass sich die energetischen Verhältnisse im HF – Prozess ähnlich ausprägen. Auch dort wird ein Grossteil der Energie durch die Elektroden (Metallelektroden) weggeleitet, was durch eine deutliche Elektrodenerwärmung in den Thermografien verdeutlicht wird.

Mit der Berücksichtigung der Impedanzberechnung im Prozessmodell konnte zum einen der temperaturbedingte Impedanzabfall in der Aufheizphase als auch die Impedanzverlaufscharakteristik in der Verdampfungsphase rekonstruiert werden. Der Impedanzabfall in der Aufheizphase ist eindeutig bedingt durch den temperaturabhängigen spezifischen Widerstand des Systems Gewebe – ITO – Beschichtung. Durch die Temperaturerhöhung sinkt der spezifische Widerstand mit –1,6%/K. Dass das System somit einen sog. Heißleiter bildet, liegt an der immer höheren Ionenbeweglichkeit bei steigender Temperatur. Die Grenze des Impedanzabfalls und somit auch der maximalen Ionenbeweglichkeit wird dann erreicht, wenn die Verdampfung des Gewebewassers einsetzt. Der sich daraufhin einstellende Impedanzverlauf ist von vielen möglichen Effekten im Gewebe abhängig, welche jedoch nicht im einzelnen im Prozessmodell berücksichtigt sind. Beispielsweise wären punktuell im Gewebe auftretende Dampfblasen sowie das Herausschleudern von flüssigen Gewebebestandteilen nur mit großem Aufwand in eine Berechnung zu integrieren. Die in dieser Arbeit gemachte Näherung des Impedanzverlaufs sieht die Summe aller Effekte, einschließlich des durch die Verdampfung erzeugten Wasserverlusts in einer Variable vor. Dieser Variable wird eine entsprechende Charakteristik aufgeprägt, sodass die Impedanzverläufe aus den Versuchen näherungsweise abgebildet werden können. Daraus ergibt sich die Erkenntnis, dass die Impedanz bis zu einem Punkt (ca. 30% des Wasserverlusts innerhalb der Verdampfungsphase) zunächst in Form einer Potenzfunktion ($w^4$ bis $w^6$) Charakteristik steigen muss. Die vorher genannten dynamischen, impedanzerhöhenden Effekte sind in dieser Phase sehr deutlich ausgeprägt und lassen die Impedanz entsprechend schnell steigen. In dem anschließenden linearen Impedanzsteigungsbereich bis zum Prozessende ist der Prozess wesentlich ruhiger. Das Wasser verdampft mit geringerer Blasenbildung und es kann angenommen werden, dass ausschließlich die Änderung des Gewebewassergehalts die Impedanzerhöhung bewirkt.

Das Ziel, einen funktionsfähigen, lasergestützten Prozess für die reproduzierbare Dickdarmgewebefusion zu entwickeln, wurde in dieser Arbeit erreicht.

# 7. Ausblick

Der entwickelte lasergestützte Gewebefusionsprozess zeigt sowohl aus konstruktiver als auch aus prozesstechnischer Sicht weiteres Optimierungspotential. So kann im Rahmen des bestehenden Laboraufbaus die Laserstrahlformung bezüglich der Homogenität verbessert werden, damit eine maximal gleichmäßige Spotausleuchtung vorhanden ist. Daraus folgt eine verbesserte Gewebeerwärmung. Des Weiteren zeigen die Ergebnisse aus dem Prozessmodell, dass der Gesamtwirkungsgrad verbesserungswürdig ist. Um den Wärmestrom in die Elektroden zu verringern, müssten diese umgestaltet werden. Dazu könnte der Wärmeübergangskoeffizient durch den Einsatz eines entsprechenden Elektrodenmaterials oder einer Elektrodenbeschichtung gesenkt werden. Die vorhandene ITO Beschichtung ermöglich überhaupt erst die Impedanzmessung und damit auch die Regelbarkeit des Prozesses, weist aber eine hohe thermische Leitfähigkeit auf (metalltypisch). Das heißt, diese Beschichtung bildet die Grenzfläche und ermöglich somit einen guten Wärmetransport vom Gewebe in die eigentlich gut wärmeisolierende Glaselektrode (niedriger Wärmeleitkoeffizient für den Bereich der Feststoffe). Beide Eigenschaften, elektrische Leitfähigkeit und thermische Isolation in einem Material zu vereinen ist aufgrund des physikalischen Zusammenhangs nicht möglich. Ähnlich zeigt sich dieser Sachverhalt beim HF – Prozess mit Metallelektroden. Auch dort ist der Wärmeverlust im Prozess aufgrund der guten Wärmeleitfähigkeit der Grenzschicht Gewebe – Elektrode groß. Eine Reduzierung der Elektrodenmasse verringert den Energieverlust in direkter Weise, setzt aber eine neue Gestaltung der Elektroden voraus. Besonders die mechanische Festigkeit der Glaselektroden darf bei einer Massenreduzierung nicht signifikant verringert werden. Um den Energieverlust durch die Elektrodenerwärmung infolge der Wärmeleitung aus dem Gewebe zu verhindern, ist eine aktive Elektrodenheizung denkbar. Durch diese könnte der Temperaturgradient zwischen Gewebe und Elektrode möglichst bei 0 gehalten werden. Diese Elektrodenheizung könnte folglich mit Hilfe einer „billigeren“ Energie (beispielsweise Strom) umgesetzt werden. So würde sich zwar der Wirkungsgrad der

Prozesses nicht ändern, jedoch würde der Gesamtwirkungsgrad des Systems inklusive Laser (geringer Wirkungsgrad des Lasers) steigen.
Prozesstechnisch würde sich neben der Gewebeimpedanz auch die Gewebetemperatur als Feedbackgröße anbieten. Mit dieser Größe wäre in direkter Weise ein temperaturgeregelter Fusionsprozess möglich. Dazu könnte ein Thermoelement in die Elektroden integriert werden, welches durch den Gewebekontakt die Temperatur misst. Durch die Anpassung der Regelungssoftware könnten so unterschiedliche Gewebetemperaturniveaus oder aber auch zeitliche Temperaturprofile realisiert werden. Des Weiteren ist eine Messung der Remission des Laserlichts als zusätzliches Prozessfeedback denkbar. Das theoretische Prozessmodell zeigt, dass mit zunehmender Verdampfungsphasendauer immer mehr Laserlicht durch das Gewebe transmittiert wird und so einen Hinweis auf den Wassergehalt liefert. Dies ist messtechnisch erfassbar und könnte beispielsweise in einem Prozessabschaltkriterium verarbeitet werden.

Eine weiterführende Gesamtprozesszielvorgabe ist die Erzeugung einer lasergestützten Dickdarmkomplettfusion (lineare Dickdarmversiegelung). Dazu müsste der bisherige Laboraufbau durch größere Glaselektroden angepasst werden, was eine Erhöhung der Laserleistung bei vollflächiger Bestrahlung (gleichbleibende Intensität) mit sich bringen würde. Hierfür ergibt sich bei einer Fusionsnahtlänge von 80mm eine Leistungserhöhung um den Faktor 5. Hinsichtlich dieser enormen Leistungserhöhung (mittlere Leistung von ca. 170W) würde sich ein kleinerer Bestrahlungsspot, welcher linear verfahren wird, als Lösung anbieten. Durch lineares Fusionieren des Dickdarms wären Berstdruckprüfungen bzw. generelle Dichtigkeitsprüfungen des Lumens möglich. So wäre eine weitere Bewertung der Fusionsgüte (neben der Schälfestigkeit) möglich. Die weitere Applikationsentwicklung hin zu einer zirkulären, lasergestützten Dickdarmanastomose (End – zu – End) stellt erhöhte Anforderungen an den zu erzeugenden Laboraufbau. Sämtliche Bauteile des Laboraufbaus würden sich zu rotationssymmetrischen Geometrien ändern, was eine komplette Neukonstruktion erfordern würde. Diese Anastomosenform (End – zu – End) wird in der medizintechnischen Anwendung (Darmoperationen) benötigt und von den Ärzten eingefordert.

Die Prüfung des Einflusses von Kollagen und Elastin als Zusatzmaterial in die Fusionsstelle zeigt ein großes Potential zur Festigkeitserhöhung. Eine Untersuchung, in welcher Weise dieses Zusatzmaterial, vor allem das schon medizintechnisch zugelassene Lyoplant®, in den Fusionsprozess integriert werden kann, erscheint sinnvoll. Diesbezüglich ist auch die Prüfung der Handhabbarkeit des entstehenden Gesamtprozesses von großem Interesse.

Auf biologischer Ebene könnten Untersuchungen zur weiteren Aufklärung des Gewebehaftmechanismus durchgeführt werden. In diesem Punkt würde ein Monitoring der Kollagenstrukturänderung während des Prozesses möglicherweise einen großen Erkenntnisgewinn erzeugen. Mit welchen Mikroskopieverfahren dies durchführbar wäre, ist zu untersuchen. Möglicherweise zeigen SHG (Second Harmonic Generation) und die Polarisationsmikroskopie dafür das größte Potential. Im Falle eines Zeitproblems (geringe Repititionsrate der Mikroskopieverfahren für schnelle Prozesse im Gewebe) könnte der Fusionsprozess durch Leistungsreduzierung verlangsamt werden.
Insgesamt kann die lasergestützte Gewebefusion auf weitere biologische Gewebe ausgedehnt werden, wodurch sich neue Behandlungsfelder eröffnen könnten. Neben der naheliegenden Fusion von Dünndarm stehen Magengewebe, Oesophasgus, Blutgefäße, Sehnen oder aber auch Knorpel im Fokus des Prozesstransfers.

# 8. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war die Entwicklung eines lasergestützten Prozesses zur Fusion biologischer Gewebe. Um generelle Informationen und Erkenntnisse über die Fusion biologischer Gewebe zu erhalten, wurde ein auf hochfrequentem Strom basierender Prozess (HF) zur Arterienversiegelung mit über 220 Fusionen der *arteria carotis* vom Schwein untersucht. Die Analyse des HF – Prozesses zeigt drei Phasen. In der ersten erfolgt zunächst durch eine konstante Leistung eine Bewertung der Gewebeeigenschaften. Anschließend wird die Leistung nichtlinear erhöht und dadurch eine Gewebeerwärmung auf 100°C (Gewebewasserverdampfung) erzielt. Dieses Temperaturniveau von 100°C wird in der letzten Phase durch eine Prozessregelung auf eine konstante Impedanzsteigung von 80Ω/s gehalten. Der Prozess muss je nach Gewebevolumen einen Energieeintrag von ca. 135J – 185J erzeugen, was zu maximalen Prozesszeiten von ca. 7s führt. Arterienkaliber mit einem Außendurchmesser von 3,5mm – 5,5mm zeigen in Verbindung mit einer Gewebeflächenpressung von $1N/mm^2 – 1,2N/mm^2$ die höchsten Berstdrücke (545±168mmHg) sowie Schälfestigkeiten (0,111±0,037N/mm). Die HF – Fusion von Dickdarmgewebe (*colon*) erzeugt erheblich geringere Schälfestigkeiten von 0,04±0,016N/mm.

Mit den Erkenntnissen, dass eine Gewebecharakterisierung zum Prozessbeginn wichtig ist und die Verdampfung des Gewebewassers unter Verwendung einer optimalen Gewebeflächenpressung erzeugt werden muss, konnte ein Prozesstransfer zum lasergestützten Fusionsprozess von Dickdarmgewebe durchgeführt werden. Diesbezüglich wurde ein Versuchsaufbau konzipiert und erstellt, mit dem Dickdarmgewebestreifen (8mm x 30mm) mit Laserstrahlung (λ=1470nm) verbunden werden können. Mit einer frei programmierbaren Laserleistungsregelung (Impedanzfeedback) sowie einer variabel einstellbaren Gewebeflächenpressung wurde in mehreren Versuchsreihen (mehr als 800 Versuche) ein geregelter Dickdarmfusionsprozess entwickelt. Dieser optimierte, geregelte Prozess arbeitet mit einer Flächenpressung von ca. $0,4N/mm^2$ und ist gekennzeichnet durch

eine anfängliche Gewebecharakterisierungsphase (Berechnung der Gewebewassermasse) mit konstanter Laserleistung und einer darauffolgenden impedanzgesteuerten Laserleistungs-regelungsphase. Thermografisch korreliert der entwickelte Prozess mit dem HF – Prozess und erzeugt Gewebetemperaturen um 100°C. Die Gewebewasser-massenberechnung bestimmt den zu leistenden, gewebeabhängigen Gesamtenergieeintrag im Bereich von 185J – 315J, um den enthaltenden Wasseranteil zu verdampfen. Dieser Energieeintrag stellt damit das primäre Prozessabschaltkriterium dar. Diese entwickelte Gesamtprozessführung zeigt gute, reproduzierbare Schälfestigkeiten von 0,105±0,02N/mm, welche vergleichbar sind mit den HF erzeugten Arterienfusionsschälfestigkeiten (ca. 0,111N/mm) und so mit hohen Berstdrücken korrelieren.

Um die in den Versuchen benötigten Energieeinträge sowie die entstandenen Impedanzverläufe zu verifizieren, wurde der Prozess auch theoretisch beleuchtet. Die erbrachte Energiebilanz bestätigt mit einem berechneten Gesamtenergiebereich von 203J – 319J den sich aus den Experimenten ergebenen Gesamtenergiebereich (185J – 315J). Des Weiteren zeigt die Energiebilanz, dass 79% – 88% des Gesamtenergieeintrags zur Kompensierung von Energieverlusten aufgewendet werden müssen. Diesbezüglich sind als Verlusthauptfaktoren die Elektrodenerwärmung (57% – 61% vom Gesamtverlust) und die Reduzierung der wirksamen Laserleistung infolge der Gewebewasserreduzierung (35% – 40% vom Gesamtverlust) zu nennen. Auch die gemessenen Impedanzverläufe werden durch die Theorie bestätigt. Der anfängliche Impedanzabfall in Folge der Gewebeerwärmung ist bedingt durch eine negative Temperaturabhängigkeit der elektrischen Gewebeleitfähigkeit (Heißleiter). Ab dem Impedanzminimum (Siedetemperatur) liegt eine Verlaufscharakteristik in Form einer Potenzfunktion ($x^4$ bzw. $x^6$) vor, welche die dynamische Wasseraustreibung durch heftige Dampfentwicklung beschreibt. Nach dem Verlust von ca. 30% des Wasseranteil wechselt der Impedanzverlauf in eine lineare Charakteristik und zeigt dadurch den in dieser Phase stetigen aber moderaten Wasserverlust bis zum Prozessende

Die in dieser Arbeit durchgeführten HF – Dickdarmfusionen mit Zugabe von Lyoplant® als Kollagenersatz und Rindernackenband als Elastinersatz in die Fusionsstelle bestätigen die in der Literatur beschriebene Festigkeitsabhängigkeit der Verbindung von diesen Inhaltsstoffen. Die Schälfestigkeit der HF – Dickdarmgewebefusion erhöhte sich bei Zugabe von Lyoplant® um den Faktor 5,9 bzw. um den Faktor 2 bezogen auf die Schälfestigkeit von HF – Arterienversiegelungen.

Der aufgezeigte starke Einfluss des Kollagens könnte die Schälfestigkeitsstandardabweichung von ±0,02N/mm der lasergestützten Dickdarmfusionen erklären und dadurch einen Prozessoptimierungsbereich aufzeigen. Weiteres Optimierungspotential weist die Minimierung der Energieverluste auf, was eine Verbesserung des Prozesswirkungsgrades bewirken würde. In weiteren Schritten gilt es, den Prozess auf einer linearen Versiegelung eines kompletten Dickdarmstücks sowie einer zirkulären Darmanastomose (End – zu – End) anzuwenden.

Der in dieser Arbeit entwickelte lasergestützte Fusionsprozess stellt eine funktionsfähige Grundlage für alle folgenden Weiterentwicklungen dar und gibt besonders durch den Algorithmus der Gewebecharakterisierung (Gewebewassermassenberechnung) ein schlagkräftiges Werkzeug zur Prozesstransferierung auf andere biologische Gewebe.

# Literatur


[1] Back M. R., Kopchok G. E., White R. A., Cavaye D. M., Donayre C. E., Peng S.-K., *„Nd:YAG laser-welded canine arteriovenous anastomoses"*
Lasers in Surgery and Medicine, 14, 111-117, 1994

[2] Bass L. S., Treat M. R., *„Laser tissue welding: a comprehensive review of current and future clinical applications"*
Lasers in Surgery and Medicine, 17, 315-349, 1995

[3] Bass L. S., Moazami N., Pocsidio J., Oz M. C., LoGerfo P., Treat M. R., *„Changes in type I collagen following laser welding"*
Lasers in Surgery and Medicine, 12, 500-505, 1992

[4] Boulnois J.-L., *„Photophysical processes in recent medical laser developments : a review"*
Lasers in Medical Science, 1, 47-66, 1986

[5] Bregy A., Bogni S., Bernau V. J. P., Vajtai I., Vollbach F., Petri-Fink A., Constantinescu M., Hofmann H., Frenz M., Reinert M., *„Solder doped polycaprolactone scaffold enables reproducible laser tissue soldering"*
Lasers in Surgery and Medicine, 40, 716-725, 2008

[6] Bücheler M., *„DIN-orientierte Festigkeitsprüfung chirurgischer Gewebeverbindungen"*
Der Chirurg, 70, 316-320, 1999

[7] Campbell P. A., Cresswell A. B., Frank T. G., Cuschieri A., *„Real-time thermography during energized vessel sealing and dissection"*
Surgical Endoscopy Springer Verlag York Inc., 17, 1640-1645, 2003

[8] Cerbe G., Hoffmann H.-J., *„Einführung in die Thermodynamik"*
Carl Hanser Verlag München Wien, 13. Auflage, 2002

[9] Cilesiz I., Springer T., Thomsen S., Welch A. J., *„Controlled temperature tissue fusion: Argon laser welding of canine intestine in vitro"*
Lasers in Surgery and Medicine, 18, 325-334, 1996

[10] Clark J. M., Glagov S., *„Transmural organization of the arterial media. The lamellar unit revisited."*
Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology, 5, 19-34, 1985

[11] Costello A. J., Johnson D. E., Cromeens D. M., Wishnow K. I., von Eschenbach A. C., Ro J. Y., *„Sutureless end-toend bowel anastomosis using Nd:YAG and water-soluble intraluminal stent"*
Lasers in Surgery and Medicine, 10, 179-184, 1990

[12] Dettmer N., *„Elektronenmikroskopische Untersuchungen am elastischen Fasersystem des ligamentum nuchae"*
Zeitschrift für Zellforschung, 45, 265-279, 1956

[13] Beitz W., Grothe K.-H., *„Dubbel - Taschenbuch für den Maschinenbau"*
Springer Verlag, 19. Auflage, 1997

[14] Duck F. A., *„Physical properties of tissue: A comprehensive reference book"*
Academic Press Limited, 1990

[15] Edwards S. D., Peirce S. C., Hedges A., Crawford D. C., *„Electrosurgical vessel sealing systems – UK market survey"*
Centre of evidence-based purchasing, Report 06008, London, 2006

[16] Floume T., Syms R. R. A., Darzi A. W., *„Optical, thermal and electrical monitoring of radio-frequency tissue modification"*
Journal of Biomedical Optics, 15, 018003, 2010

[17] Fonck E., Prod'hom G., Roy S., Augsburger L., Rüfenacht D. A., Stergiopulos N., *„Effect of elastin degeneration on carotid wall mechanics as assessed by constituent-based biomechanical model"*
AJP – heart and Circulatory Physiology, 292, H2754-H2763, 2007

[18] Fratzl P., Holzapfel G. A., *„Collagen – Structure and Mechanics, Chapter 11 – Collagen in arterial walls: Biomechanical aspects"*
Springer Science+Business Media, 285-324, 2008

[19] Gautieri A., Vesentini S., Redaelli A., Buehler M. J., *„Hierarchical structure and nanomechanics of collagen microfibrills from the atomistic scale up"*
Nano Letters – ACS Publications, 11, 757 – 766, 2011

[20] Hale G. M., Querry M. R., *„Optical constants of water in the 200nm to 200µm wavelength region"*
Appl. Opt., 12, 555--563, 1973

[21] Hamilton S.R., *„Structure of the colon"*
Scandinavian journal of gastroenterology. – Supplement, 19, 13-23, 1984

[22] Handbuch des integrierten Schaltkreises *AD5933*
Analog Devices Inc., Rev. B., 2010

[23] Holmer C., Winter H., Kröger M., Nagel A., Jaenicke A., Lauster R., Kraft M., Buhr H. J., Ritz J.-P., *„Bipolar radiofrequency-induced thermofusion of intestinal anasomoses – feasibility of a new anastomosis technique in porcine and rat colon"*
Langenbeck's Archives of Surgery, 396, 529-533, 2011

[24] Holzapfel G. A., Gasser T. C., *„A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models"*
Journal of Elasticity, 61, 1-48, 2000

[25] Jain K. K., *„Sutureless microvascular anastomosis using a Neodym-YAG laser"*
Journal of Microsurgery, 1, 436-439, 1980

[26] Jones A. W., Feigl E. O., Peterson L. H., *„Water and electrolyte content of normal and hypertensive arteries in dogs"*
Circulation Research, 15, 386-392, 1964

[27] Jones B. F., *„A Reappraisal of the Use of Infrared Thermal Image Analysis in Medicine"*
IEEE Transactions on medical imaging, 17, No. 6, Dec. 1998

[28] Jones C. J. P., Sear C. H. J., Grant M. E., *„An ultrastructual study of fibroblasts derived from bovine ligamentum nuchae and their capacity for elastogenesis in culture"*
Journal of Pathology, 131, 35-53, 1980

[29] Kennedy J. S., Stranahan P. L., Taylor K. D., Chandler J. G., *„High-burst-strength, feedback-controlled bipolar vessel sealing"*
Surgical Endoscopy Springer Verlag New Yorc Inc., 12, 876-878, 1998

[30] Kewley M. A., Williams G., Steven F. S., *„Studies of elastic tissue formation in the developing bovine ligamentum nuchae"*
Journal of Pathology, 124, 95-101, 1978

[31] Kramme R., *„Medizintechnik"*
Springer Medizin Verglag, 3. Auflage, 2007

[32] Kuroyanagi Y., Taguchi M., Yano T., Jones D. N., Shionoya S. S., *„Argon laser-assisted anastomoses in medium-size vessels: One year follow-up"*
Lasers in Surgery and Medicine, 11, 223-231, 1991

[33] Mackanzie D., *„The history of sutures"*
Medical History, 17, 158-168, 1974

[34] MacRae H., McLeod R. S., *„Handsewn vs. stapled anastomoses in colon and rectal surgery: a meta-analysis"*
Diseases of Colon & Rectum, 41, 180-189, 1998

[35] Martinot V. L., Mitchel V. A., Mordon S. R., Schoffs M., Pellerin P. N., Brunetaud J. M., *„Sixty argon laser-assisted anasomoses in rats: Macroscopic and histological studies"*
Microsurgery, 16, 803-807, 1995

[36] Martinot V. L., Mordon S. R., Mitchell V. A., Pellerin P. N., Brunetaud J. M., *„Determination of efficient parameters for argon laser-assisted anastomoses in rats: Macroscopic, thermal, and histological evaluation"*
Lasers in Surgery and Medicine, 15, 168-175, 1994

[37] McNally K. M., Sorg B. S., Chan E. K., Welch A. J., Dawes J. M., Owen E. R., *„Optimal parameters for laser tissue soldering. Part I: Tensile strength and scanning microscopy analysis"*
Lasers in Surgery and Medicine, 24, 319-331, 1999

[38] Mercer C. D., Minich P., Pauli B., *„Sutureless bowel anastomosis using Nd:YAG laser"*
Lasers in Surgery and Medicine, 7, 503-506, 1987

[39] Mnitentag J., Marques E. F., Ribiero M. P., Braga G. A., Navarro M. R., Veratti A. B., Armelin E., Macruz R., Jatene A. D., *„Thermographic study of laser on arteries"*
Lasers in Surgery and Medicine, 7, 307-329, 1987

[40] Mohr Z., Willis S., *„Intestinale Anastomosen und Techniken im Bereich des unteren Gastrointestinaltraktes"*
Der Chirurg, 82, 34-40, 2011

[41] Moore W. J., Hummel D. O., *„Physikalische Chemie"*
de Gruyter, 4. Auflage, 1986

[42] Mortensen N. J., Ashraf S., *„ACS Surgery: Principles and Practice, Chapter 5: Gastrointestinal tract and abdomen, Subchapter 29: Intestinal Anastomosis"*
BC Decker Inc., 2008

[43] Niemz M. H., *„Laser-Tissue Interactions: Fundamentals and Applications (Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering)"*
Springer Berlin Heidelberg; 3. Auflage, 2007

[44] Okada M., Shimizu K., Ikuta H., Horii H., Nakamura K., *„An alternative Method of vascular anastomosis by laser: Experimental and clinical study"*
Lasers in Surgery and Medicine, 7, 240-248, 1987

[45] Poppas D. P., Stewart R. B., Massicotte M., Wolga A. E., Kung R. T. V., Retik A. B., Freeman M. R., *„Temperature-controlled laser photocoagulation of soft tissue: In vivo evaluation using a tissue welding model"*
Lasers in Surgery and Medicine, 18, 335-344, 1996

[46] Quigley M. R., Bailes J. E. Kwaan H. C., Cerullo L. J., Brown J. T., Lastre C., Monma D., *„Microvascular anastomosis using the milliwatt $CO_2$ Laser"*
Lasers in Surgery and Medicine, 5, 357-365, 1985

[47] Rabi Y., Katzir A., *„Temporal heating profile influence on the immediate bond strength following laser tissue soldering"*
Lasers in Surgery and Medicine, 42, 425-432, 2010

[48] Reinoso R. F., Telfer B. A., Rowland M., *„Tissue water content in rats measured by desiccation"*
Journal of Pharmacological an Toxicological Methods, 38, 87-92, 1997

[49] Richter S., Kollmar O., Neunhoeffer E., Schilling M. K., Menger M. D., Pistorius G., *„Differential response of arteries and veins to bipolar vessel sealing: Evaluation of a novel reusable device"*
Journal of laparoendoscopic & advanced surgical techniques, 16, 149-155, 2006

[50] Riegler M., Cosentini E., *„Update on LigaSure ™/ Atlas ™vessel sealing technology in general surgery"*
European Surgery Springer Verlag, 36, 85-88, 2004

[51] Salameh J. R., Schwartz J. H., Hildebrandt D. A., *„Can LigaSure seal and divide the small bowel?"*
The American Journal of Surgery, 191, 791-793, 2006

[52] Sauer J. S., Hinshaw J. R., McGuire K. P., *„The first sutureless, laser welded, end-to-end bowel anastomosis"*
Lasers in Surgery and Medicine, 9, 70-73, 1989

[53] Schober R., Ulrich F., Sander T., Dürselen H., Hessel S., *„Laser-induced alteration of collagen substructure allows microsurgical tissue welding"*
Science, 232, 1421-1422, 1986

[54] Seoane F., Ferreira J., Sanchéz J. J., Bragós R., *„An analog front-end enables electrical impedance spectroscopy system on-chip for biomedical applications"*
Physiological Measurement, 29, 267-278, 2008

[55] Sigel B., Dunn M. R., *„The mechanism of blood vessel closure by high frequency electrocoagulation"*
Surgery, Gynecology & Obstetrics, 121, 823-831, 1965

[56] Smith S. R., Foster K. R., *„Dielectric properties of low-water-content tissues"*
Physics in Medicine and Biology, 30, No. 9, 965-973, 1985

[57] Smulders J. F., de Hingh I. H. J. T., Stavast J., Jackimovicz J. J., *„Exploring new technologies to facilitate laparoscopic surgery: creating intestinal anastomoses without sutures or staples, using a radio-frequency-energy-driven bipolar fusion device"*
Surgical Endoscopy, 21, 2105-2109, 2007

[58] Sobotta J., Hammersen F., *„Histologie: Farbatlas der mikroskopischen Anatomie"*
Urban & Schwarzenberg, 3. Auflage, 1985

[59] Spector D., Rabi Y., Vassermann I., Hardy A., Klausner J., Rabau M., Katzir A., *„In vitro large diameter bowel anastomosis using a temperature controlled laser tissue soldering system and albumin stent"*
Lasers in Surgery and Medicine, 41, 504-508, 2009

[60] Spornitz U. M., *„Anatomie und Physiologie – Lehrbuch und Atlas"*
Springer Verlag Berlin Heidelberg, 2. Auflage, 1996

[61] Schrüfer E., *„Elektrische Messtechnik",*
Carl Hanser Verlag, 9. Auflage , 2007

[62] Stewart R., Benbrahim A., LaMuraglia G. M., Rosenberg M., L'Italien G. J., Abbot W. M., Kung R. T. V., *„Laser assisted vascular welding with real time temperature control"*
Lasers in Surgery and Medicine, 19, 9-16, 1996

[63] Tang J., Godlewski G., Rouy S., Delacrétaz G., *„Morphologic changes in collagen fibers after 830nm diode laser welding"*
Lasers in Surgery and Medicine, 21, 438-443, 1997

[64] Tang J., O'Callaghan D., Rouy S., Godlewski G., *„Quantitative changes in collagen levels following 830nm diode laser welding"*
Lasers in Surgery and Medicine, 22, 207-211, 1998

[65] Thibeaux R., Dufour A., Roux P., Bernier M., Baglin A.-C., Frileux P., Olivo-Marin J. C., Guillén N., Labruyère E., *„Newly visualized fibrillar collagen scaffolds dictate entamoeba histolytica invasion route in the human colon"*
Cellular Microbiology, 14, 609-621, 2012

[66] Thielecke H., *„Impedanzspektroskopie für gewebebasierte Biosensoren"*
Technisches Messen, 72 Nr. 11, 609-616, 2005

[67] Thomson H. J., Busuttil A., Eastwood M. A., Smith A. N., Elton R. A., *„Submucosal collagen changes in the normal colon and diverticular disease"*
International Journal of Colorectal Disease, 2, 208-213, 1987

[68] Vlasak J. W., Kopchok G. E., Fujitani R. M., White R. A., *„Argon laser vascular fusion: Venous and arterial bursting pressures"*
Lasers in Surgery and Medicine, 9, 478-481, 1989

[69] Wallwiener C. W., Rajab T. K., Zubke W., Isaacson K. B., Enderle M., Schäller D., Wallwiener M., *„Thermal conduction, compression and electrical current – an evaluation of major parameters of electrosurgical vessel sealing in a porcine in vitro model"*
Journal of Minimally Invasive Gynecology, 15, 605-610, 2008

[70] White R. A., Abergel R. P., Lyons R., Klein S. R., Kopchok G., Dwyer R. M., Uitto J., *„Biological effects of laser welding on vascular healing"*
Lasers in Surgery and Medicine, 6, 137-141, 1986

[71] White R. A., Kopchok G, Donayre C., Abergel R. P., Lyons R., Klein S. R., Dwyer R. M., Uitto J., *„Comparison of laser-welded and sutured arteriotomies"*
Archives of Surgery, 121, 1133-1135, 1986

[72] White R. A., Kopchok G, Donayre C., Lyons R., White G., Klein S. R., Pizzurro D., Abergel R. P., Dwyer R. M., Uitto J., *„Large vessel sealing with the argon laser"*
Lasers in Surgery and Medicine, 7, 229-235, 1987

[73] White R. A., Kopchok G. E., Donayre C. E., Peng S.-K., Fujitani R. M., White G. H., Uitto J., *„Mechanism of tissue fusion in argon laser-welded vein-artery anastomoses"* Lasers in Surgery and Medicine, 8, 83-89, 1988

[74] Winter H., Holmer C., Buhr H.-J., Lindner G., Lauster R., Kraft M., Ritz J.-P., *„Pilot study of bipolar radiofrequency-induced anastomotic thermofusion-exploration of therapy parameters ex vivo"* International Journal of Colorectal Disease, 25, 129-133, 2010

[75] Wright B., Vicaretti M., Schwaiger N., Wu J., Trickett R., Morrissey L., Rohanizadeh R., Fletcher J., Maitz P., Harris M., *„Laser-assisted end-to-end BioWeld® anastomosis in an ovine model"* Lasers in Surgery and Medicine, 39, 667-673, 2007

[76] Zelis R., Delea C. S., Coleman H. N., Mason D. T., *„Arterial sodium content in experimental congestive heart failure"* Circulation, 41, 213-216, 1970

**Internetquellen**

[77] Online (2012), LigaSure™ Produktsortiment des Herstellers Covidien, http://www.ligasure.com/ligasure/pages.aspx?page=Products/Open/160291 Abruf am 21.Feb.2012

[78] Online (2012), Emissionsgradtabelle des Thermografie Dienstleisters viZaar, http://www.thermografie-xtra.de/de/waermebildkamera-tipps-tricks-know-how/emissionsgrad-tabelle.html Abruf am 21.Feb.2012

[79] Online (2012), Fleischerei- und Schlachtbetrieb, http://www.joebstl.cc/www2/index.php?option=com_content&view=article&id=73&Itemid=28&lang=de Abruf am 30.Feb.2012

[80] Online (2012), LigaSure™ Produktsortiment des Herstellers Covidien, http://www.ligasure.com/ligasure/pages.aspx?page=Products/Open/64432 Abruf am 21.Feb.2012

[81] Online (2012), Naturdarmhersteller für die Wurst- und Fleischherstellung, http://www.sonac-lohne.de/experia-cgi/v2.2/viewhtml.pl?DescriptionFile=nfzpronat-menu.def&calling=produkt_de&menudepth=1&language=de&User=&navigate_path=@2;products&menu=navigate&opened_navigate=0&OsCsid=:~:osCsid:~:& Abruf am 28.Feb.2012

[82] Online (2012), Hersteller von optischen Produkten sowie Beschichtungen, http://www.pgo-online.com/de/katalog/ito.html Abruf am 2.April.2012

[83] Online. (2012), Hersteller von optischen Produkten sowie Beschichtungen, http://www.pgo-online.com/de/katalog/whitefloat.html Abruf am 2.April.2012

[84] Online (2012), Beschreibung der ForceTriad™ Energieplattform des Herstellers Covidien, http://www.forcetriad.com/forcetriad/pages.aspx?page=Fusion&lang=de Abruf am 21.Mai.2012

[85] Online (2012), Produktbeschreibung Lyoplant® des Herstellers B. Braun Melsungen AG, http://www.bbraun.de/cps/rde/xchg/bbraun-de/hs.xsl/products.html?prid=PRID00000805 Abruf am 21.Mai.2012

[86] Online (2012), Prahl S., http://omlc.ogi.edu/spectra/hemoglobin/summary.html Abruf am 18.Juni.2012

# Anhang

A1: Datentabelle zu Abbildung 25 bis Abbildung 31 auf Seite 66 bis Seite 68:

**Tabelle 15: Auflistung aller Mittelwerte und Standardabweichungen der Messwertauswertung an den charakteristischen Prozesspunkten**

| | Größenklasse „mittel“ LigaSure Impact™ (n=15) | Größenklasse „groß“ LigaSure Impact™ (n=15) | Größenklasse „mittel“ LigaSure™ STD (n=15) | Größenklasse „groß“ LigaSure™ STD (n=15) |
|---|---|---|---|---|
| **U_Sensing [V]** | 11,6±1,9 | 11,8±2,0 | 9,8±1,1 | 13,4±1,4 |
| **U_HeatingEnde [V]** | 47,6±4,0 | 53,7±5,5 | 46,7±3,6 | 48,1±3,8 |
| **dU/dt [V/s]** | 4,9±1,4 | 4,4±2,4 | 5,7±2,3 | 4,9±3,7 |
| **U_Ende [V]** | 54,5±6,3 | 56,7±9,4 | 49,2±4,4 | 50,8±10,3 |
| **I_Sensing [A]** | 0,429±0,052 | 0,418±0,081 | 0,477±0,081 | 0,394±0,026 |
| **I_HeatingEnde [A]** | 3,56±0,35 | 3,99±0,32 | 3,45±0,27 | 3,82±0,09 |
| **dI/dt [A/s]** | -0,086±0,019 | -0,075±0,021 | -0,147±0,029 | -0,085±0,029 |
| **I_Ende [A]** | 0,168±0,018 | 0,151±0,018 | 0,223±0,024 | 0,210±0,043 |
| **P_Sensing [W]** | 4,97±0,14 | 5,07±0,26 | 4,94±0,25 | 5,28±0,31 |
| **P_HeatingEnde [W]** | 167,5±23,2 | 201,8±26,6 | 156,9±16,9 | 162,5±9,9 |
| **dP/dt [W/s]** | -3,03±1,04 | -2,34±1,23 | -4,70±1,60 | -2,30±1,25 |
| **P_Ende [W]** | 9,18±1,77 | 8,58±1,83 | 11,23±1,66 | 10,53±2,76 |
| **Z_Sensing [Ω]** | 25,9±8,1 | 28,1±7,7 | 20,0±3,1 | 32,7±5,3 |
| **Z_HeatingEnde [Ω]** | 11,65±1,2 | 11,00±1,1 | 11,50±1,0 | 10,53±1,0 |
| **dZ/dt [Ω/s]** | 82,0±4,6 | 79,3±1,7 | 83,1±3,0 | 78,1±7,4 |
| **Z_Ende [Ω]** | 325,1±40,3 | 371,8±62,8 | 222,7±28,4 | 271,2±38,4 |
| **E_gesamt [J]** | 136,0±17,3 | 181,4±36,1 | 126,2±15,2 | 185,5±69,0 |
| **E_Heating [J]** | 77,7±15,5 | 114,2±29,8 | 78,4±14,8 | 127,9±61,8 |
| **E_Heating Anteil [%]** | 56,9±8,2 | 62,6±7,1 | 61,9±7,1 | 67,6±7,1 |
| **t_Sensing [s]** | 0,09±0,0014 | 0,09±0,0015 | 0,10±0,0015 | 0,11±0,0015 |
| **t_Heating [s]** | 1,25±0,11 | 1,45±0,16 | 1,15±0,09 | 1,45±0,34 |
| **t_Keeping [s]** | 3,37±0,85 | 4,26±0,95 | 2,22±0,45 | 3,37±1,36 |
| **t_Gesamt [s]** | 4,84±0,87 | 5,93±1,03 | 3,59±0,47 | 5,03±1,56 |

## A2: Datentabelle zu Abbildung 33 auf Seite 72:

**Tabelle 16: Auflistung der Berstdruckfestigkeiten und Standardabweichungen der Versuchsblöcke**

| Druckkraft [N] | 10 | 15 | 20 | 30 | 40 | 50 | 60 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| Größenklasse „klein“ | 143±46 | 258±74 | 337±106 | 429±174 | - | - | - |
| Größenklasse „mittel“ | - | 225±108 | 292±152 | 545±168 | 469±162 | 520±94 | - |
| Größenklasse „groß“ | - | 94±0 | 150±74 | 214±93 | 215±69 | 264±79 | 254±32 |

## A3: Datentabelle zu Abbildung 44 auf Seite 85:

**Tabelle 17: Auflistung aller Mittelwerte und Standardabweichungen der Messwertauswertung an den charakteristischen Prozesspunkten**

| | Dickdarmgewebe LigaSure Impact™ (n=5) |
|---|---|
| U_Sensing [V] | 12,6±2,5 |
| U_HeatingEnde [V] | 49,1±3,2 |
| dU/dt [V/s] | 3,1±5,4 |
| U_Ende [V] | 69,0±12,8 |
| I_Sensing [A] | 0,41±0,09 |
| I_HeatingEnde [A] | 2,93±0,55 |
| dI/dt [A/s] | -0,11±0,04 |
| I_Ende [A] | 0,21±0,01 |
| P_Sensing [W] | 5,0±0,2 |
| P_HeatingEnde [W] | 150±25 |
| dP/dt [W/s] | -5,8±3,3 |
| P_Ende [W] | 14,5±2,9 |
| Z_Sensing [Ω] | 32,4±10,9 |
| Z_HeatingEnde [Ω] | 17,5±4,6 |
| dZ/dt [Ω/s] | 80,1±1,7 |
| Z_Ende [Ω] | 327±57 |
| E_gesamt [J] | 171±23 |
| E_Heating [J] | 65,2±11,2 |
| E_Heating Anteil [%] | 38,2±5,4 |
| t_Sensing [s] | 0,10±0,01 |
| t_Heating [s] | 1,20±0,07 |
| t_Keeping [s] | 3,43±0,59 |
| t_Gesamt [s] | 4,84±0,55 |

## A4: Datentabelle zu Abbildung 66 auf Seite 128:

**Tabelle 18: Auflistung der Schälfestigkeitsmittelwerte und Standardabweichungen (n=5). Zum Vergleich der mit dem Laserprozess erzeugten Schälfestigkeiten bei Darmgewebe ist die Schälfestigkeit von HF – Versiegelten Arterien angegeben.**

| | | aufgetaut | | | frisch | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | Flächenpressung | | | Flächenpressung | |
| | | 0,2 | 0,4 | 0,6 | 0,2 | 0,4 |
| Dickdarm | 30W/6,7s/200J | 0,078±0,027 | 0,087±0,012 | 0,051±0,017 | 0,058±0,027 | 0,051±0,007 |
| | 59W/6,7s/400J | 0±0 | 0±0 | 0±0 | 0±0 | 0±0 |
| | 30W/13,3s/400J | 0,096±0,021 | 0,092±0,016 | 0,066±0,017 | 0,105±0,037 | 0,106±0,026 |
| | 15W/13,3s/200J | 0,076±0,026 | 0,065±0,026 | 0,061±0,009 | 0,069±0,036 | 0,066±0,026 |
| | 30W/10s/300J | 0,087±0,022 | 0,084±0,028 | 0,06±0,02 | 0,095±0,043 | 0,084±0,031 |

| | | Vergleichswert |
|---|---|---|
| Arterie „mittel“ | HF – Prozess mit LigaSure Impact™ Instrument | 0,111±0,037 |

## A5: Datentabelle zu Abbildung 67 auf Seite 131:

**Tabelle 19: Auflistung der Mittelwerte und der Standardabweichung der Impedanzauswertung an den charakteristischen Prozesspunkten**

| | Wandstärke „medium“ Tier Nr.1 | Wandstärke „dick“ Tier Nr.2 | Wandstärke „dünn“ Tier Nr.3 | Wandstärke „medium“ Tier Nr.4 |
|---|---|---|---|---|
| $Z_{Start}$ [Ω] | 235,7±36,6 | 315,6±56,1 | 266,4±44,4 | 433,7±12,7 |
| $t_{Start}$ [s] | 0±0 | 0±0 | 0±0 | 0±0 |
| $Z_{min}$ [Ω] | 74,6±13,9 | 82,9±25,1 | 24,5±11,1 | 83,1±17 |
| $t_{min}$ [s] | 1,53±0,21 | 2,13±0,22 | 1,3±0,14 | 1,87±0,17 |
| $Z_{Knick}$ [Ω] | 279±27 | 173±9 | 385±59 | 354±61 |
| $t_{Knick}$ [s] | 4,78±0,28 | 5,04±0,44 | 4,91±0,4 | 5,91±0,47 |
| $Z_{Ende}$ [Ω] | 483±86 | 230±16 | 965±37 | 631±97 |
| $t_{Ende}$ [s] | 13,3±0 | 13,3±0 | 13,3±0 | 13,3±0 |
| | | | | |
| Schälfestigkeit [N/mm] | 0,094±0,033 | 0,075±0,023 | 0,084±0,027 | 0,103±0,052 |

# Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Hibst, dem Direktor des Instituts für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik (ILM) an der Universität Ulm, für die Möglichkeit zur Durchführung dieser Promotion und zur engagierten Betreuung dieser Arbeit.

Herrn Prof. Dr. L. Dürselen, Herrn Prof. Dr. H. Schneckenburger und Herrn Prof. Dr. med. M. Kornmann danke ich für die Übernahme der Gutachter- bzw. Prüfertätigkeit.

Ebenso danke ich besonders Herrn Dipl.-Ing. O. Fugger sowie Herrn Dipl.-Phys. D. Russ für die stets vorhandene Unterstützung in fachlichen Fragestellungen. Herrn M.Sc. A. Brandes danke ich für die Unterstützung in Bezug auf die Programmierung der Laser-leistungssteuerung.

Ein besonderer Dank gilt den Landmetzgereien Georg Bühler in Altheim/Baden-Württemberg und Arthur Laible in Langenau für die problemlose Bereitstellung von schlachtfrischem Dickdarm- und Arteriengewebe vom Schwein.

Insgesamt danke ich allen Mitarbeitern des ILM für die kollegiale Zusammenarbeit und das stets angenehme Arbeitsklima.

Ein erheblicher Dank gilt meiner Familie. Deren grenzenloser Rückhalt hat mich in vielen Situationen gestärkt und mich in meinem Tun bestätigt. Dafür bin ich sehr dankbar.

# Lebenslauf

**Persönliche Daten**

| | |
|---|---|
| Name: | Sebastian Langen |
| Geburtsdatum: | 04.11.1980 |
| Geburtsort: | Siegburg |
| Familienstand: | ledig |

**Schul- und Hochschulbildung**

| | |
|---|---|
| 1987 – 1991 | Grundschule in Böhl – Iggelheim |
| 1991 – 1997 | Realschule in Hassloch |
| 1997 – 2000 | Technisches Gymnasium in Ludwigshafen am Rhein |
| 2000 – 2001 | Zivildienst am Jugendhof Hassloch |
| 2001 – 2002 | Maschinenbaustudium an der Technischen Universität Karlsruhe |
| 2002 – 2007 | Maschinenbaustudium an der Hochschule Karlsruhe<br>Abschluss: Diplom Ingenieur (FH); Note: 1,9 |
| 2004 – 2005 | Auslandsstudium an der Universität für Technik und Naturwissenschaften (NTNU) in Trondheim / Norwegen |
| 2007 | Diplomarbeit bei der Firma ENDOSMART GmbH<br>Thema: „Entwicklung und Fertigung eines Prototyps zur Zerkleinerung von verkalkten Aortenklappenbruchstücken“ |
| 2007 – 2009 | Maschinenbaustudium an der Hochschule Karlsruhe<br>Abschluss: Master of Science; Note: 1,6 |
| 2009 | Master Thesis bei der Firma CARL ZEISS Meditec AG<br>Thema: „Entwicklung und Konstruktion eines Modellauges für die Verifizierung von ophthalmologischen Geräten“ |
| 2009 – 2013 | Promotion am Institut für Lasertechnologien in der Medizin und Messtechnik an der Universität Ulm (ILM)<br>Thema: „Entwicklung und Evaluierung eines laserbasierten Prozesses zur Fusion von Dickdarmgewebe“ |

**Berufliche Tätigkeit**

| | |
|---|---|
| 2007 – 2008 | Projektingenieur am Institut für Fertigungstechnik und Produktion (IFP) an der Hochschule Karlsruhe<br>Forschungstätigkeit im Bereich der kältemittelbasierten Spritzgießwerkzeugkühlung |